

Aus der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München
Direktor: Professor Dr. Dr. h.c. W. Gernet

In-vitro-Untersuchung des Haftverbundes von Keramikverblendungen auf Zirkondioxid

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Andreas Fischer
aus München
2009

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. h.c. W. Gernet

Mitberichterstatter: Prof. Dr. K.H. Kunzelmann

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. F. Beuer

Dekan: Prof. Dr. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 20.07.2009

Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG	3
2. LITERATURÜBERSICHT.....	4
2.1. KERAMIK-DEFINITION.....	4
2.2. HISTORISCHER ÜBERBLICK	5
2.3. WERKSTOFFKUNDLICHE EIGENSCHAFTEN	6
2.4. KERAMIKEN IN DER ZAHNHEILKUNDE.....	8
2.4.1. <i>Gesinterte Feldspatkeramiken</i>	8
2.4.2. <i>Gießbare und pressbare Keramiken</i>	10
2.4.3. <i>Oxidkeramiken</i>	11
2.4.4. <i>Infiltrationskeramiken</i>	11
2.4.5. <i>Dichtgesinterte Oxidkeramiken</i>	12
2.5. CAD-CAM.....	15
2.5.1. <i>Grundlagen</i>	15
2.5.2. <i>CAD/CAM-Systeme</i>	18
2.6. VERBLENDVERFAHREN IN DER ZAHNHEILKUNDE.....	21
2.7. SINTERVERBUND.....	22
2.8. KÜNSTLICHE ALTERUNG.....	24
2.9. TESTVERFAHREN	25
2.9.1. <i>Druckbiegetest</i>	26
2.9.2. <i>Uniaxiale Biegetests</i>	27
2.9.3. <i>Biaxialer Biegetest</i>	28
2.9.4. <i>Schertest nach Schmitz-Schulmeyer</i>	29
3. MATERIAL UND METHODE	30
3.1. ÜBERSICHT.....	30
3.2. HERSTELLUNG DER PROBEN	31
3.2.1. <i>Herstellung der Zirkonoxidplättchen</i>	31
3.2.2. <i>Verblendung mit geschichteter Keramik</i>	32
3.2.3. <i>Verblendung mit Presskeramik</i>	34
3.2.4. <i>Verblendung durch Sinterverbund</i>	35
3.2.5. <i>Künstliche Alterung</i>	37
3.3. ABSCHERVERSUCH	37
3.4. STATISTISCHE AUSWERTUNG.....	38
3.5. ANFERTIGUNG DER REM-PROBEN	39
3.6. BRUCHKANTENANALYSE MIT DEM REM	40
4. ERGEBNISSE	41
4.1. IPS E.MAX CERAM OHNE ALTERUNG	41
4.2. IPS E.MAX CERAM MIT ALTERUNG	42
4.3. IPS E.MAX ZIRPRESS OHNE ALTERUNG	43
4.4. IPS E.MAX ZIRPRESS MIT ALTERUNG.....	44
4.5. SINTERVERBUND OHNE ALTERUNG	45
4.6. SINTERVERBUND MIT ALTERUNG	46
4.7. WERTEVERGLEICH.....	47
4.7.1. <i>Test auf Normalverteilung</i>	47
4.7.2. <i>Darstellung der Haftwerte im Boxplotdiagramm</i>	48
4.8. AUSWERTUNG DER REM BILDER.....	51

5. DISKUSSION	53
5.1. ZIRKONOXID	53
5.2. IN-VITRO-UNTERSUCHUNG	54
5.3. MATERIAL UND METHODE	54
5.3.1. Zirkonoxidplättchen	55
5.3.2. Verblendung mit geschichteter Keramik	55
5.3.3. Verblendung mit gepresster Keramik	57
5.3.4. Verblendung durch Sinterverbund	57
5.4. ERGEBNISSE	58
5.5. SCHLUSSFOLGERUNGEN FÜR DIE PRAXIS	60
6. ZUSAMMENFASSUNG	62
7. MATERIALLISTE	64
8. DANKSAGUNG	65
9. LEBENSLAUF	66
10. LITERATURVERZEICHNIS	67

1. Einleitung

In der modernen Zahnmedizin wird von den Patienten nicht nur funktionell einwandfreier Zahnersatz erwartet, sondern auch die Ansprüche nach perfekter Ästhetik nehmen zu. Häufig werden Bedenken hinsichtlich der Biokompatibilität von Metallen geäußert und deshalb vollkeramischen Systemen der Vorzug gegeben [30].

Moderne Hochleistungskeramiken aus Aluminiumoxid und Zirkonoxid lassen ein breites Anwendungsspektrum von Einzelkronen im Frontzahnbereich bis hin zu mehrgliedrigen Seitenzahnbrücken zu.

Trotz seiner aufwendigen Fertigungsverfahren ist Zirkonoxid auf Grund seiner hohen mechanischen Festigkeit ein ideales Gerüstmaterial. Moderne CAD/CAM-Verfahren (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing) ermöglichen inzwischen eine einfache und präzise Bearbeitung [14, 38, 41]. Zahnfarbene Rohlinge bieten gute Voraussetzungen für eine transluzente und naturgetreue keramische Verblendung.

Ein häufiges Problem bei keramischen Verblendungen sind Abplatzungen, die neben Sekundärkaries, endodontischem Vorgehen nach Eingliederung und Extraktion des Pfeilerzahnes eine der häufigsten Ursachen für den Verlust von Metallkeramikkkronen darstellen. Auch für zirkonoxidbasierte Restaurationen erwies sich die Fraktur der Verblendung als eines der Hauptprobleme [79, 32].

Es wird angenommen, dass sich unterschiedliche Verblendtechniken auf den Verbund zwischen Gerüststruktur und Verblendung auswirken.

Ziel dieser In-vitro-Untersuchung war es, die verschiedenen Möglichkeiten der Verblendung von Zirkonoxidgerüsten im Hinblick auf deren Verbundfestigkeit im Abscherversuch zu testen. Dabei wurden die Schichtkeramik IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), die Presskeramik IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent) und der direkte Sinterverbund der Lithiumdisilikat-Glaskeramik IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) untersucht.

2. Literaturübersicht

2.1. Keramik-Definition

Keramiken sind auf Grund ihrer guten Ästhetik, der Bioverträglichkeit sowie ihrer hohen Härte und Formbeständigkeit ein idealer Werkstoff für den dentalen Bereich [84]. Diese haben sich seit Jahrzehnten hauptsächlich dank ihrer chemischen Stabilität, ihrer zahnähnlichen Eigenschaften bezüglich Farbe, Transparenz und hygienefähiger Oberflächenstruktur als Material für Zahnersatz bewährt [84].

Durch eine Vielzahl von Neuentwicklungen in diesem Bereich muss die Definition zahnärztlich genutzter Keramiken als nichtmetallische anorganische Verbindungen sehr allgemein bleiben [15, 44].

Bei der im technischen Bereich üblichen Einteilung der Silikatwerkstoffe in Keramik, Glas und Bindestoffe nehmen die Dentalkeramiken eine Zwischenstellung ein [15]. Sowohl die Zusammensetzung als auch die Modifikationen der Silikate (Verbindungen der Kieselsäure) sind dabei sehr unterschiedlich. Es wird zwischen Feldspatgläsern, Oxidkeramiken, entglasten Gläsern und Spezialemailen unterschieden, die kristallin (Keramik-Merkmal), amorph (Glas-Merkmal) oder als Mischform vorliegen [15, 27].

Die heutigen dentalkeramischen Massen ähneln am ehesten dem Porzellan, wobei sie auf Grund ihrer deutlich unterschiedlichen Zusammensetzung eine eigene Sparte bilden. Die Hauptbestandteile der Feldspatkeramiken sind Kali-Feldspat, Quarz und Kaolin, während Kaolin, die wichtigste Komponente der Porzellane, in nur sehr geringen Anteilen vorkommt [15]. (siehe Tab. 1)

	Dental-Keramik	Porzellan
Feldspat	60-80 Gew.%	12-30 Gew.%
Quarz	15-25 Gew.%	20-30 Gew.%
Kaolin	0-5 Gew.%	40-70 Gew.%

Tab. 1 Zusammensetzung von Dental-Keramiken und Porzellan

2.2. Historischer Überblick

Die Anfänge der Keramik liegen vermutlich einige tausend Jahre vor Christus und finden ihren Ursprung in der Töpferei. Das griechische Wort „keramos“ kann mit Töpfererde, Ziegel oder Tongefäß übersetzt werden und bezeichnet die Erzeugnisse aus kaolinhaltigen Massen. Töpferton besteht aus einem quellfähigen Aluminiumsilikat mit Schichtstruktur, der beim Brennen unter Wasserabspaltung bei gleichzeitig starker Schrumpfung zu einem Festkörper sintert [15]. Die poröse Oberfläche des gebrannten Tones wurde mit glasartigen Massen überzogen. Je nach Grad der Sinterung unterscheidet man zwischen Tongut und Tonzeug [15, 27], wobei aus Letzterem ca. 700 n Chr. in China das Porzellan entstand.

Erst im 15. Jahrhundert gelangte das Porzellan mit den Portugiesen nach Europa, aber es dauerte weitere 300 Jahre bis es *J.F. Böttcher* gelang, Porzellan selbst zu brennen [15]. Zeitgleich versuchten *Guillemeau* und *Fauchard* Keramik als zahnärztlichen Werkstoff einzusetzen [15].

Bis dahin wurden ausschließlich Knochen, Elfenbein und natürliche Zähne zur Herstellung von Zahnersatz verwendet, die sich jedoch auf Grund ihrer schlechten biologischen und chemischen Eigenschaften nicht durchsetzen konnten [15]. Die neuartigen Silikatwerkstoffe verbesserten die Möglichkeiten im zahnärztlichen Bereich. 1774 ließ sich der Apotheker *Duchâteau* die erste Prothese aus Porzellan brennen. Die industrielle Produktion von künstlichen Zähnen begann durch die Zahnfabriken von *S.W. Stockton* und *S.S. White* Mitte des 19. Jahrhunderts in Amerika [15].

Im Jahre 1887 schaffte *C.H. Land* mit Hilfe der Platinfolie die Voraussetzungen für die Jacketkronen, welche sich bis in die 60er Jahre des letzten Jahrhunderts behaupten konnten. Die niedrige Bruch- und Scherfestigkeit dieser Mantelkronen limitierte die Möglichkeiten des Zahnersatzes auf Einzelkronen im Frontzahnbereich [31]. Trotz Neuentwicklungen im Bereich der keramischen Massen, Brennöfen und -Methoden, Präparationsinstrumente und Abformmaterialien und -Methoden konnte dieser gravierende Nachteil nicht entscheidend verbessert werden.

Erst 1962 wurde von *M. Weinstein, S. Katz* und *A.B. Weinstein* mit einem Patent durch die *Vita Zahnfabrik* und *Degussa Dental* die Metallkeramikkrone auf den Markt gebracht [15]. Dadurch wurde es möglich, auch im Seitenzahnbereich ästhetisch ansprechende und belastbare Kronen und Brücken einzugliedern. Die sehr gute Biokompatibilität und die hervorragenden optischen Eigenschaften der Vollkeramikronen konnten jedoch nicht erreicht werden.

1965 gelang es McLean und Hughes, durch Zugabe von Aluminiumoxidkristallen die Stabilität der Keramiken deutlich zu erhöhen. Zusätze zur Festigkeitssteigerung wie Leuzit, Glimmer, Hydroxylapatit und Doppeloxyd-kristalle finden heute noch Anwendung. Aus dieser Zeit stammt auch die Idee der Verbundsysteme, eines festen keramischen Gerüstwerkstoffes in Kombination mit einer ästhetisch ansprechenden Verblendung.

In den 80er und 90er Jahren wurden die Herstellungsverfahren für vollkeramische Restaurationen durch Press- und Fräsverfahren erweitert. Die modernen Hochleistungskeramiken aus Aluminium- und Zirkonoxid konnten das Indikationsspektrum vollkeramischer Systeme auch auf den Seitenzahnbereich ausweiten. Die Entwicklung der CAD/CAM-Systeme Ende der 80er Jahre eröffnete neue Möglichkeiten der Bearbeitung von Keramiken. So konnten mit Einführung des Cerec-Systems 1988 erstmals Inlays aus Keramik „chairside“ angefertigt werden [66]. Die Qualität im CAD/CAM-Bereich konnte in den letzten Jahren durch die Fortschritte in der Computertechnologie stark verbessert werden [47].

2.3. Werkstoffkundliche Eigenschaften

Das Grundgerüst der dentalkeramischen Massen kann als teilkristallin silikatisch bezeichnet werden. Der vorwiegend glasartige Charakter wird durch eine amorphe, transparente Glasphase mit Einlagerungen von kristallinen Strukturen bestimmt, dabei finden Feldspatgläser Verwendung mit Leuzitkristallen, SiO_2 oder AlO_2 als Verstärker und TiO_2 , SnO_2 , CeO_2 und ZrO_2 als Trübungsmittel. Die genaue Zusammensetzung

entscheidet über Transparenz und Farbe im Allgemeinen und über Fließverhalten und Benetzbarkeit bei der Ver- und Bearbeitung.

Die gebrannte Keramik besitzt hohe Härte und Druckfestigkeit, ist jedoch spröde, woraus eine geringe Biege-, Scher- und Zugfestigkeit resultiert [15]. Des Weiteren entstehen herstellungsbedingt kleinste Fehler im Gefüge, z.B. Poren, Risse, Verunreinigungen, welche Ausgangspunkte für Mikrodefekte sein können, die beim Überschreiten eines kritischen Wertes zur Fraktur führen können. Selbst unterhalb dieses Wertes kann es von diesen Mikrodefekten ausgehend zum subkritischen Risswachstum kommen, was ebenfalls zur Totalfraktur führen kann [15, 26]. Dagegen wirken die Sprödigkeit und das hohe E-Modul, die bei Druckspannungen einen Verschluss und Stopp der Rissbildung bewirken [15].

Die hohe Biokompatibilität und die damit verbundene Mundbeständigkeit sowie die geringe Plaqueanlagerung liegen ursächlich im chemisch inerten Verhalten, welches durch abgesättigte Valenzelektronen entsteht [26]. Der Mangel an freien Elektronen erklärt die geringe Wärmeleitfähigkeit von Keramiken [31].

Eine weitere wichtige Eigenschaft der Keramiken ist die hohe Transluzenz, die zusammen mit der zahnähnlichen Farbe eine optimale und natürliche Ästhetik erreichen lässt.

Die elektrischen, elektrochemischen und thermischen Eigenschaften werden im industriellen Einsatz genutzt, z.B. im Bereich der Elektrotechnik als Isolatoren oder im Maschinenbau als Gussformen.

In Abb. 1 sind zusammenfassend die technischen Eigenschaften dargestellt.

Technische Gliederung	Anwendungsrelevante Eigenschaften
mechanisch	Dichte, Festigkeit, Härte, Steifigkeit, Verschleißbeständigkeit
thermisch	hohe/niedrige Wärmeleitfähigkeit, thermische Ausdehnung, Temperaturfestigkeit, Alterungsbeständigkeit, Temperaturwechselbeständigkeit, Thermoschockbeständigkeit
chemisch/ biologisch	Korrosionsbeständigkeit, Adsorptionsfähigkeit, Biokompatibilität, Inertheit
elektrisch	Durchschlagfestigkeit, elektrische Isolation, Stehspannungsfestigkeit, Verlustfaktor, Permittivitätszahl, spez. Halbleitereigenschaften
elektro- mechanisch	Piezoeffekt
elektro- chemisch	Ionenleitfähigkeit
nukleartechnisch	Hochtemperaturfestigkeit, Korrosionsbeständigkeit, Strahlungsresistenz

Abb. 1 Technische Gliederung und relevante technische Eigenschaften von Keramik [12]

2.4. Keramiken in der Zahnmedizin

2.4.1. Gesinterte Feldspatkeramiken

Hauptbestandteile der gesinterten Feldspatkeramiken sind Feldspat (60-80%), Quarz (10-25%) und Kaolin (0-5%).

Diese klassischen Dentalkeramiken kennzeichnen sich durch ein Mischkristallsystem bestehend aus Kalifeldspat (Orthoglas), Natronfeldspat (Albit) und Kalkfeldspat (Anorthit) [15]. Kalifeldspat bildet in der schmelzflüssigen Phase Leuzitkristalle aus, wodurch die Viskosität der Schmelze erhöht und damit das Zerfließen der Modellation verhindert wird. Die mechanische Festigkeit und der Wärmeausdehnungskoeffizient werden ebenfalls durch den Leuzitanteil beeinflusst [15].

Zweithäufigster Bestandteil der Sinterkeramiken ist Quarz: Kristalliner Quarz (SiO_2) verringert durch sein thermovolumetrisches Verhalten die Volumenschwindung beim Brennen der Keramik. Es existieren sieben Modifikationen der Kristallstruktur, welche

nach Quarz (α und β), Tridymit (α, β und γ) und Cristoballit (α und β) unterschieden werden [15].

Kaolin, Hauptbestandteil der Porzellane, ist in den Dentalkeramiken nur noch in geringen Konzentrationen oder gar nicht mehr vorhanden. Zusammen mit Feldspat bildet Kaolin typische Mullitkristalle, die für die Festigkeit und Opazität verantwortlich sind [15].

Neben diesen Hauptkomponenten sind noch Flussmittelzusätze (Kalium- und Natriumcarbonat, Kaliumphosphat und Borax), Farbzusätze (Metalloxide- und Salze), Trübungsmittel (Titanoxid) und Fluoreszenzbildner (Caesium, Samarium) enthalten [15, 27]. Zusätzlich können gefügeverstärkende Kristallite wie Glimmer, Leuzit, Hydroxylapatit sowie Oxide des Siliziums, Aluminiums, Magnesiums oder Zirkoniums, zugesetzt werden [15], wodurch die Druck-, Zug- und Biegefestigkeit beeinflusst werden können.

Zur Herstellung von Jacketkronen wird Pulver mit Modellierflüssigkeit vermischt und die Krone mit einem Pinsel auf einem feuerfesten Stumpf frei modelliert. Analog kann auch auf Platinfolie oder auf ein Metallgerüst aufgeschichtet werden. Bedingt durch die hohe Volumenschrumpfung beim Brand (ca. 900°C) von bis zu 35% muss die Modellation entsprechend vergrößert erfolgen. Um Porositäten möglichst klein zu halten, wird unter Vakuum gebrannt, woraus sich gleichzeitig eine Erhöhung der Transluzenz ergibt.

Sinterkeramiken haben hervorragend optische Eigenschaften, die geringe Stabilität schränkt jedoch die Indikation auf Inlays, Teilkronen und Veneers deutlich ein. Die beim Brennen entstehende Volumenschrumpfung verursacht eine geringe Passgenauigkeit, die als weiterer Nachteil anzusehen ist. Die adhäsive Einsetztechnik kann in dieser Hinsicht Defizite ausgleichen und gleichzeitig durch einen dauerhaften, kraftschlüssigen und mikromechanisch-chemischen Verbund mit der Zahnhartsubstanz zu einer höheren Belastbarkeit führen [58].

2.4.2. Gießbare und pressbare Keramiken

Bei Glas handelt es sich definitionsgemäß um eine kristallfreie, amorphe Struktur. Der Keramikcharakter der Glaskeramiken wird über eine gesteuerte Kristallisation, durch Zugabe von Kristallisationskeimen wie z.B. Feldspat oder andere synthetische Rohstoffe erreicht. Art und Anzahl lassen sich hierbei variieren und die Eigenschaften der Glaskeramiken dadurch stark verändern [15, 31].

Glaskeramiken können im Guss- oder Pressverfahren verarbeitet werden. In beiden Fällen wird zunächst die Restauration aufgewachst und im „Lost-Wax“-Verfahren ausgebrannt.

Beim Gussverfahren werden nun die Glasrohlinge bei hohen Temperaturen vergossen. Dabei kommt es zu einer feinkörnigen Kristallisation, die sowohl zu einer Festigkeitssteigerung, als auch zu einem Transparenzverlust führt. Die bekanntesten Systeme sind Dicor (Dentsply DeTry, Konstanz) und die Hydroxylapatitkeramik Cerapearl (Kyocera Corporation, Tokio, Japan).

Die Presskeramiken gewannen wegen der hohen Frakturanfälligkeit der Gusskeramiken an Bedeutung, das von *Wohlwend* [86] eingeführte Empressverfahren ist eines der bekanntesten Systeme für Presskeramiken. Nach Aufwachsen, Einbetten und Ausbrennen der Wachsmodellation erfolgt das Einpressen der flüssigen Keramik mittels eines Aluminiumoxidkolbens bei ca. 1050°C. Bei diesem Verfahren ist sowohl eine Komplettpressung mit anschließender Oberflächenbemalung, als auch eine Gerüstpressung mit anschließender Verblendung möglich [10].

Die Vorteile dieses Verfahrens sind die höhere Stabilität, der Wegfall der Sinterschrumpfung und die damit einfachere Modellation. Presskeramiken finden Anwendung bei adhäsiver Befestigung als Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers, wobei sich die Indikation des Lithiumdisilikat-verstärkten Empress®2 sogar auf kleinspannige Brücken in der Front und im Prämolarenbereich ausdehnen lässt [31, 34, 70].

2.4.3. Oxidkeramiken

Unter Oxidkeramiken versteht man einphasige Materialien, die aus Oxiden sehr unedler Metalle zusammengesetzt sind. Zur Anwendung kommen Aluminiumoxid-, Magnesiumoxid-, Zirkonoxid oder Titandioxidkeramiken [58], aus deren hohen Oxidationspotentialen die Stabilität und gute Bioverträglichkeit resultieren. Dank ihrer hohen Dauerfestigkeitswerte werden sie auch Hochleistungskeramiken genannt [63]. Die Oxidkeramiken werden in Infiltrationskeramiken und reine, dichtgesinterte Oxidkeramiken unterteilt [55].

2.4.4. Infiltrationskeramiken

Infiltrationskeramiken bestehen aus einer initial gesinterten Keramik, welche nachträglich glasinfiltriert wird [15, 29]. Bei diesem als Schlickermethode bekannten Verfahren wird zunächst eine Suspension aus Aluminiumoxid auf einem feuerfesten Stumpf aufgeschichtet, gesintert und im anschließenden Infiltrationsbrand mit Hilfe von Lanthanglas vergütet. Das hochfeste relativ opake Aluminiumoxidgerüst wird abschließend mit einer Feldspatkeramik verblendet. Eines der bekanntesten Systeme ist In-Ceram Alumina von der Firma Vita (Bad Säckingen) und kann für Einzelkronen im Frontzahn- oder Seitenzahnbereich oder für kurzspannige Brücken verwendet werden [4, 71, 45].

Beim In-Ceram Zirconia (Vita) werden dem Aluminiumoxidgerüst ca. 30%-50% Zirkonoxidpartikel beigemischt, wodurch eine höhere Bruchfestigkeit resultiert und die Indikation auf dreigliedrige Brücken im Seitenzahnbereich ausgedehnt werden kann [45, 82]. Die Ursachen für diese Festigkeitssteigerung liegen in der Phasentransformation des Zirkonoxids von der tetragonalen in die monokline Phase (siehe Kapitel 2.4.5) [15, 55, 82]. Die höhere Opazität und die damit verbundene schlechtere Ästhetik der In-Ceram Zirconia Keramiken reduzieren jedoch gleichzeitig das Einsatzspektrum auf den Seitenzahnbereich.

Dritter Vertreter der Infiltrationskeramiken ist In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen): Durch Zufügen von Magnesiumoxid in das Alumina-Gerüst wird eine transluzentere, ästhetisch günstigere Gerüststruktur geschaffen, jedoch gleichzeitig eine geringere Festigkeit erreicht. Der Indikationsbereich beschränkt sich deshalb auf Inlays, Onlays und Kronen im Frontzahnbereich [78].

2.4.5. Dichtgesinterte Oxidkeramiken

Die hohen Kaukräfte im Seitenzahnbereich limitieren den Einsatz der bisher erwähnten Keramiken auf Inlays, Einzelkronen und kurzspannige Brücken. Aluminiumoxid und Zirkonoxid können diese Indikationslücke schließen. Diese Hochleistungskeramiken sind polykristalline, reine Oxidkeramiken, die einen nur sehr geringen oder keinen Glasanteil und dadurch eine sehr hohe Opazität besitzen. Oxidkeramiken finden im Maschinenbau und in der Medizintechnik wegen ihrer extrem hohen Härte, Druck- und Biegefestigkeit (bis zu 1000 MPa) schon lange Verwendung [12]. Gerade diese um bis zu dreifach höhere Biegefestigkeit von Zirkonoxid gegenüber IPS Empress2 oder In-Ceram Alumina schaffen ideale Voraussetzungen für die Verwendung als Gerüstmaterial im Seitenzahnbereich [12, 31, 63, 74]. Zirkonoxid ist den Metallgerüsten in Bezug auf deren Festigkeit inzwischen als gleichwertig anzusehen und für nahezu dieselben Indikationsbereiche verwendbar [5, 16, 31, 55, 63]. Des Weiteren ist es möglich Zirkonoxidrestorationen sowohl adhäsiv als auch konventionell, z.B. mit Glasionomern bzw. Zink-Phosphat-Zementen, zu befestigen [42, 56].

Die hohen Festigkeitswerte von Zirkonoxid resultieren aus dessen atomarem Aufbau. Zirkonoxid liegt je nach Temperatur in verschiedenen Kristallmodifikationen vor. Bei Temperaturen bis 1170 °C liegt Zirkonoxid monoklin, bis 2370 °C tetragonal und bis zum Schmelzpunkt bei 2680 °C in kubischer Konfiguration vor (siehe Abb. 2). Dicht gesintertes Zirkonoxid lässt sich in der kubischen und/oder tetragonalen Kristallmodifikation herstellen. Um die kubische oder tetragonale Modifikation bei Raumtemperatur zu erhalten, müssen dem ZrO_2 Stabilisatoren in Form von Magnesiumoxid (MgO), Calciumoxid (CaO) oder Yttriumoxid (Y_2O_3) zugesetzt

werden. Je nach Menge und Art des Stabilisators kann vollstabilisiertes, teilstabilisiertes oder polykristallin tetragonales Zirkonoxid hergestellt werden.

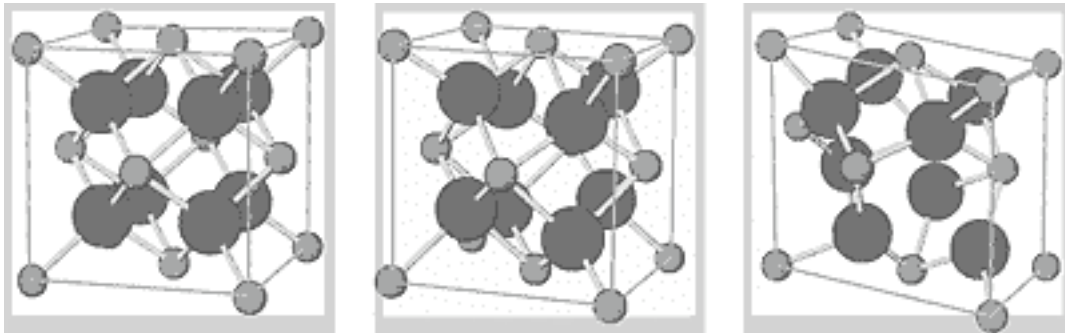


Abb. 2 Modifikationen von Zirkondioxid. Kleine Kugeln = Zr; Große Kugeln = O₂

Bei einem Yttriumoxidgehalt von ca. 5% entsteht teilstabilisiertes Zirkonoxid (TZP-Zirkonoxid), bei dem monokline und tetragonale Kristallmodifikationen nebeneinander vorliegen. Die Herstellung erfolgt bei relativ niedrigen Temperaturen von ca. 1500 °C. Dieses Material zeichnet sich wegen seines extrem feinen Gefüges (Korngröße < 100 µm siehe Abb. 3) und der metastabilen tetragonalen Struktur durch außerordentlich hohe mechanische Festigkeit von bis über 1.500 MPa aus [12].

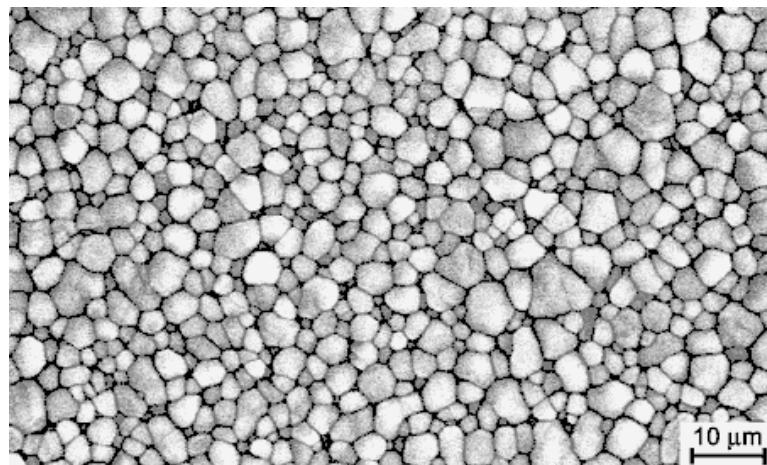


Abb. 3 Kristallstruktur von TZP-Zirkonoxid [12]

Die Umwandlung der tetragonalen Phase in die monokline kann durch Druck gehemmt werden. Bei Druckentlastung, z. B. durch Rissspitzen oder Zugeigenspannungen, tritt dann die Umwandlung auf, welche mit einer Volumenzunahme von ca. 3-4 % verbunden ist. Diese druckgesteuerte Volumenzunahme bei der Kristallphasenumwandlung schließt, verlangsamt oder verzweigt Risse und verhindert so die weitere Rissausbreitung und wird als Transformationsverfestigung oder martensitische Umwandlung bezeichnet [68, 39]. Sie führt bei TZP-Keramiken zu extrem hoher Festigkeit, die industriell, in Abhängigkeit von der Stabilisierung für maximale Anwendungstemperaturen zwischen 600 °C und 1.100 °C, genutzt wird. Zirkonoxide werden daher auch für mechanisch hoch belastbare Komponenten bevorzugt eingesetzt [12]. Aus diesen physikalisch-chemischen Eigenschaften der TZP-Keramiken resultiert auch das große Einsatzspektrum in der Zahnmedizin bis hin zu 14-gliedrigen Brückenkonstruktionen.

Die zahntechnische Herstellung ist jedoch durch hohe Sintertemperaturen und große Sinterschrumpfungen relativ aufwendig und kostenintensiv. Auch die Nachbearbeitung von gesintertem Zirkonoxid ist wegen seiner hohen Härte sehr problematisch und schwierig und mit einem hohen Verschleiß der Schleifkörper verbunden [73]. Den entscheidenden Durchbruch für die Zirkonoxidkeramiken haben die CAD/CAM-Verfahren gebracht, welche aus industriell gefertigten Rohlingen die Restaurationen herausarbeiten. Hier werden hauptsächlich vorgesinterte, so genannte Weisslinge verwendet, welche ein einfaches relativ verschleißarmes Bearbeiten ermöglichen [82]. Der anschließende Sinterprozess verursacht eine Schrumpfung von bis zu 35%, die bei der computergestützten Konstruktion im Vorhinein berücksichtigt werden muss [85, 83, 60].

Die Bearbeitung der dicht gesinterten Rohlinge erhöht den Verschleiß der Schleifkörper und die Fräszeit erheblich und erreicht sehr genaue Werte. Außerdem kann durch die großtechnische Herstellung dieser Rohlinge unter stets optimalen Bedingungen eine sehr hohe, gleich bleibende Qualität erreicht werden [50].

Als Nachteil von Zirkonoxid ist die hohe Opazität zu sehen, wodurch sich die Anwendung auf Gerüstkonstruktionen beschränkt [9]. Durch Einfärben der Rohlinge

und anschließende Verblendung der Gerüste kann jedoch ein farblich optimales Ergebnis erreicht werden, welches der Ästhetik der Metallkeramiken deutlich überlegen ist.

2.5. CAD-CAM

2.5.1. Grundlagen

Um Produktionsabläufe und die Qualität möglichst effektiv zu gestalten, wird zunehmend mehr Entwicklung in die CAD/CAM-Technologie investiert. Die Fortschritte in der Computertechnik ermöglichen heutzutage völlig neuartige Möglichkeiten in der Herstellung von vollkeramischem Zahnersatz [33]. Präzision, Bedienkomfort, Produktionskosten, Investitionskosten, Schnelligkeit und Qualitätssicherung konnten durch die Computertechnik deutlich verbessert werden.

Die CAD/CAM-Systeme wurden ursprünglich für die Verarbeitung von Titan verwendet, da der Titanguss sehr aufwendig, kosten- und zeitintensiv ist [38]. Die Verarbeitung von Zirkonoxid wurde durch computergestützte Mess- und Frässysteme stark vereinfacht. In den letzten Jahren sind zahlreiche Systeme entwickelt worden, die zum Teil große Unterschiede aufweisen und kontinuierlich verbessert werden [47].

Zur Herstellung von computergestütztem Zahnersatz werden zunächst die entsprechenden Zähne im Munde des Patienten präpariert. Je nach Art der Versorgung gelten zum Teil deutlich unterschiedliche Präparationsrichtlinien [9, 46]. Anschließend erfolgt die Erstellung eines dreidimensionalen digitalen Datensatzes der Präparation. Hierfür gibt es zahlreiche verschiedene Verfahren, wie z.B. mechanische Abtastverfahren von einem Präparationsmodell oder optische Scanverfahren direkt intraoral oder ebenfalls vom Modell.

Obwohl die mechanische Abtastung sehr hohe Genauigkeiten von bis zu 1µm ermöglicht, können Fehler, die durch Biege- oder Torsionsmomente an der Abtastnadel entstehen, diese zum Teil erheblich reduzieren. Außerdem benötigen mechanische Abtastverfahren sehr lange Messzeiten.

Bei den berührungsfreien optischen Abtastungen können je nach Größe und Anzahl der Pfeiler sehr kurze Messzeiten realisiert werden. So liegt beispielsweise bei dem CAD/CAM System Lava (3M Espe, Seefeld) die durchschnittliche Scanzeit für Einzelkronen bei 100 Sekunden [20].

Diese Scanner arbeiten mit Hilfe von unterschiedlichen Projektionen der Präparation aus verschiedenen Richtungen und Winkeln und können anschließend von der Software wieder zu einem dreidimensionalen virtuellen Objekt zusammengesetzt werden. Dieses als Triangulation bekannte Verfahren beruht auf Winkelmessungen ausgehend von zwei bekannten Punkten auf einer Geraden zu beliebigen Punkten im Raum, wodurch deren Lage eindeutig ermittelt werden kann.

Hierfür wird eine Lichtquelle benötigt, die unter einem definierten Winkel die Oberfläche des Objektes beleuchtet. Ein elektronischer Bildwandler, zumeist eine CCD-Sensor (charge-coupled-device) oder CMOS-Chip (complementary metal oxide semiconductor) oder ein PSD (position-sensitive-device), registriert das Streulicht. Bei Kenntnis der Strahlrichtung und des Abstandes zwischen Kamera und Lichtquelle kann der Abstand vom Objekt zur Kamera bestimmt werden. Die Verbindung Kamera-Lichtquelle sowie die beiden Strahlen von und zum Objekt bilden hierbei ein Dreieck, daher die Bezeichnung Triangulation. Wird das Verfahren rasterartig oder kontinuierlich bewegt durchgeführt, kann das Oberflächenrelief bestimmt werden.

Für die Projektion können Linien, Flächen oder Punktstrahler verwendet werden, entweder mit Hilfe von Laserlicht oder auch Weißlicht. Die Genauigkeit hängt stark von Lichtreflexionen und -Streuungen, Abschattungen oder der Modellfarbe ab [40, 50]. Des Weiteren hängt die Qualität des Scans stark von der Präzision der Präparation ab, insbesondere vom Präparationswinkel, von unter sich gehenden Bereichen und von scharfen Kanten, an denen ungewollt Unschärfen in der Projektion durch Streuartefakte entstehen können. Bei intraoralen Scans kommen zusätzliche Fehler wie Verwackelungen, unvollständige Darstellung der Präparationsgrenze durch Blut, Speichel, Sulcusfluid oder Verschattungen durch Nachbarzähne dazu [50].

Ein weiterer wichtiger Schritt in der Herstellung einer Vollkeramikrestauration ist die CAD-Konstruktion: Das virtuelle Design wird durch die gegebene Software des

jeweiligen Systems bestimmt. Der basale Anteil der Restauration, der für die Passung entscheidend ist, der okklusale Anteil sowie die approximalen Bereiche müssen korrekt geplant werden; insbesondere das okklusale Design führt hierbei häufig zu Schwierigkeiten. In Zahndatenbanken sind Durchschnittswerte hinterlegt; die individuellen Einzelheiten der jeweiligen Patienten, wie z.B. Zahnfehlstellungen, verengte Lücken oder veränderte okklusale Gegebenheiten der Antagonisten (z.B. Füllungen) müssen jedoch berücksichtigt werden [48]. Die dynamische Artikulation ist einer der schwierigsten Punkte beim Designvorgang [33, 51]. Durch Scans der jeweiligen Gegenkiefer sowie von Registraten unterscheiden sich die einzelnen Systeme deutlich und beeinflussen die Qualität der späteren Restauration. Auch bei einem reinen Gerüstdesign mit anschließend manueller Verblendung muss mit großer Sorgfalt gearbeitet werden. So sollte stets ein höckerunterstütztes Relief geschaffen werden, um Abplatzungen der Verblendkeramik zu verhindern [79, 9, 33].

Zur Vermeidung all dieser CAD-Design Probleme kann statt der computerbasierten Konstruktion auch eine in Wachs angefertigte Restauration oder die klinische Situation vor der Präparation digitalisiert werden.

Falls die Konstruktion aus den vorgesinterten Zirkonoxid-Weisslingen gefräst werden soll, muss der Computer zunächst die komplette Restauration in allen Raumrichtungen um den Betrag der Sinterschrumpfung virtuell vergrößern. Der große Vorteil bei diesem Verfahren ist die schnelle Fräsung und Schonung von Maschinen und Werkstücken [50, 77].

Dieser Arbeitsschritt der virtuellen Vergrößerung entfällt, wenn dicht gesinterte Materialien oder dimensionstreue Werkstoffe wie z.B. Titan oder Kunststoff verwendet werden.

Dem eigentlichen Fräsprozess geht eine nochmalige Berechnung der Konstruktion voraus. Diesen Arbeitsschritt übernimmt ein NC-Prozessor (Numeric Control), der die genauen Bahnen und Vorschübe der Fräseinheit in Abhängigkeit der jeweiligen Werkzeuge und verwendeten Materialblöcke berechnet. Bei manchen Geräten stehen neben den drei linearen Achsen zwei Rotationsbewegungen zur Verfügung, wodurch auch Unterschnitte gefräst werden können. Dies ist für die Gestaltung der

Kronenaußenformen nötig, außerdem steigt die Genauigkeit durch die optimale Anstellung der Schleifkörper gegenüber dem Werkstück. Je mehr Bewegungsachsen zur Verfügung stehen, umso aufwendiger wird die Berechnung durch die NC-Programme [40, 49].

Der eigentliche Fräsprozess wird in 2 Phasen aufgeteilt: Zunächst wird die grobe Kontur durch einen möglichst groben und zeitsparenden Schleifvorgang (Schruppen) herausgearbeitet. Anschließend wird die maximale Genauigkeit und bestmögliche Oberflächengüte im Feinschliff (flächengeführtes Schlichten) realisiert [38]. Zur Erzielung optimaler Ergebnisse kommen unterschiedliche Fräs- oder Schleifkörper zum Einsatz. Je nach System erfolgt der Wechsel der einzelnen Instrumente manuell oder vollautomatisch. Die automatisierten Systeme verkürzen die Fräsdauer, wodurch eine optimale Auslastung der Geräte bis hin zum 24h Einsatz möglich wird [49].

2.5.2. CAD/CAM-Systeme

Die CAD/CAM-Systeme wurden ursprünglich neben der Titanverarbeitung auch für den „chairside“-Einsatz entwickelt. Das Ziel war, Keramikinlays in kurzer Zeit am Patientenstuhl direkt herzustellen und den Umweg über den Zahntechniker mittels Abdrucknahme und Modellherstellung zu umgehen. Als erstes System kam 1987 das Cerec-Gerät (Sirona, Bensheim) auf den Markt. Inzwischen können mit Hilfe dieses Systems Inlays, Teilkronen, Veneers bis hin zu Vollkronen hergestellt werden [52, 61, 54]. Die neueste Variante des Systems (Cerec 3D) arbeitet mit einer Hochleistungskamera, die die Präparation direkt im Munde des Patienten mittels Streifenlichtprojektion einscannt und an den Computer überträgt. Die dazugehörige Schleifeinheit kann die Restauration direkt herstellen. Für das zahntechnische Labor existiert auch eine Cerec-InLab-Variante, bei der die Scaneinheit in Form eines punktförmigen Laserabtasters im Fräsmodul integriert ist [22, 11].

Das von dem Schweden Matts Andersson entwickelte Procera-Verfahren (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden) arbeitet mit einer kleinen mechanischen Scaneinheit, die die Daten vom Modell erfasst und sie dann direkt in ein Fräszentrum sendet. Procera

verwendete ursprünglich Aluminiumoxidgerüste, die dann vom Techniker verblendet wurden. Der Indikationsbereich von Procera lag dabei ausschließlich bei Einzelkronen im Front- und Seitenzahnbereich [66, 44, 13].

Die Firma Straumann-Etkon (Gräfelfing) stellt ein modernes und vielseitiges System zur Verfügung: Auch hier erfolgt nach Abdrucknahme und Modellherstellung die Digitalisierung der Daten mit Hilfe eines optischen Laserscanners. Die gewonnenen Daten werden dann an das Fräszentrum gesendet, wo die Herstellung der Gerüste erfolgt. Es sind Einzelkronen bis hin zu 14-gliedrigen Brückengerüsten mit einer Gesamtgenauigkeit von 20-50 µm möglich [28]. Als Materialien können Titan, Polyamid, Zirkonoxid im Weisszustand oder HIP-Zirkon verwendet werden [25].

Beim Lava-System der Firma 3M Espe kommt ein lichtoptisches Abtastsystem zum Einsatz, womit die Modelle dreidimensional digitalisiert werden. Das Lava-System arbeitet mit einer reinen CAD-Konstruktion, das heißt die Konstruktion erfolgt computertechnisch, was den Vorteil hat, dass aufwendige Wachsmodellationen nicht nötig sind. Die notwendigen Zwischenglieder für Brückenkonstruktionen werden mit Hilfe einer Bibliothek ausgewählt und entsprechend positioniert. Nach Abschluss der Computerkonstruktion werden die Daten an die Fräseinheit übertragen und aus vorgesintertem „weissen“ Zirkonoxid herausgefräst. Die Fräseinheit des Lava-Systems beinhaltet ein Rohlingsmagazin, wodurch ein kontinuierliches, unbeaufsichtigtes Fräsen von bis zu 21 Einheiten in Folge möglich ist. Vor dem Sintern besteht die Möglichkeit, die Gerüste individuell einzufärben. 3M-Espe stellt eine Palette von sieben Farbtönen zur Verfügung. Nach dem ca. siebenstündigen Sintervorgang bei etwa 1500°C werden die Gerüste mit einer Feldspatkeramik verblendet [20, 57, 75, 76].

In Tab. 2 sind einige weitere CAD/CAM-Systeme vorgestellt.

	Datenerfassung	Materialien	Indikation
Cercon (Degussa Dental)	Optisch	Keramik, Kunststoff	Kronen- und Brückengerüste
Cerec 3 (Sirona Dental Systems)	Messkamera auf Triangulationsbasis	Keramik, Kunststoff	Inlay, Veneer, Krone
Cerec InLab (Sirona Dental Systems)	Lasertriangulation	Keramik, Kunststoff	Kronen- und Brückengerüste
Cicero (Elephant / Degussa)	optischer Lichtschnitt	Keramik	Inlay, Krone, Brücke
Pro 50 (Cynovad)	Optisch	Keramik	Inlay, Krone, Brücke
Precident (DCS)	Optisch	Keramik, Komposit, Titan	Kronen- und Brückengerüste
Digident (Girrbach)	Optisch	Keramik, Metall	Inlay, Krone, Kronen- und Brückengerüste
Everest (Kavo)	Optisch	Keramik, Metall	Inlay, Krone, Kronen- und Brückengerüste
GN-1 (GC, Nikon, Hitachi)	Lasertriangulation	Keramik, Metall	Inlay, Krone, Brücke
Lava (3M Espe)	Lasertriangulation	Keramik, Metall	Kronen- und Brückengerüste
Procera (Procera / Nobel Biocare)	Mechanisch	Keramik	Kronengerüste
Xawex Dentalsystem (Xawex)	Optisch	Keramik	Kronen- und Brückengerüste

Tab. 2 Übersicht einiger CAD/CAM-Systeme bezüglich Datenerfassung, Materialien und Indikationen [62]

Durch ständige Neu- und Weiterentwicklungen in diesem Bereich können Verbesserungen realisiert werden; insbesondere das okklusale Design einschließlich der dynamischen Okklusion müssen noch verbessert werden. Die Passung von CAD/CAM - Kronenkappen weist auf dem aktuellen technischen Stand die gleiche Präzision wie konventionell zahntechnisch hergestellte keramische Kronenkappen auf [53].

2.6. Verblendverfahren in der Zahnheilkunde

Zur Verbesserung der optischen Eigenschaften von Zahnersatz aus Metall wurden verschiedene Verblendverfahren entwickelt.

Mit Kunststoffverblendungen konnte man erstmals Kronen im Seitenzahnbereich zahnfarben gestalten. Kunststoff lässt sich in plastischem Zustand einfach und kostengünstig verarbeiten, die schlechten Materialeigenschaften wie die niedrige Abrasionsfestigkeit, die schlechte Biokompatibilität, die hohe Plaqueanlagerung und die schlechte Farbstabilität sind jedoch als erhebliche Mängel dieser Materialien anzusehen und Kunststoffverblendkronen deswegen für definitive Versorgungen inzwischen abzulehnen [1].

Gerade in diesen Materialeigenschaften können die Keramiken überzeugen, außerdem kann mit keramischen Verblendungen ein ästhetisch hervorragendes Ergebnis erzielt werden. Hierfür steht dem Zahntechniker je nach System und Hersteller ein umfangreiches Farbsortiment von z.B. Dentin-, Schneide-, Schmelz- und Transparenzmassen zur Verfügung.

Bei der Herstellung von Metallkeramikronen oder -Brücken wird zunächst das Gerüst durch Sandstrahlen und Oxidationsglühen vorbereitet. Hierbei entstehen an der Oberfläche Haftoxide, an denen die Keramik anhaften kann. Um das Metall abzudecken, wird eine dünne Opakerschicht aufgebrannt und anschließend im Schlickerverfahren, meist in mehreren Schichten, die endgültige Form der Kronen erarbeitet. Abschließend erfolgt ein Glanzbrand um eine homogene, glatte und glänzende Oberfläche zu schaffen [27]. Die Haftfestigkeit von Keramikverblendungen auf Metallgerüsten ist hoch und klinisch bewährt und erreicht Werte zwischen 30 und 50 MPa [15, 18].

Analog zur Metallkeramik können inzwischen auch Zirkonoxidgerüste keramisch verblendet werden. Dies kann herkömmlich im Schichtverfahren mit Feldspatkeramiken oder auch durch die Überpresstechnik mit z.B. Fluorapatit-Glaskeramik erfolgen [23, 21, 69]. Eine wichtige Rolle spielt der Verbund zwischen der Gerüststruktur und der Verblendung, welcher stets Anlass zu kritischen Diskussionen ist [32, 80]. Anders als

bei der Metallkeramik beruht der Verbund zwischen Zirkonoxidgerüst und Verblendung nicht auf Haftoxiden, sondern auf Wasserstoffbrückenbindungen. Zusätzlich entsteht ein mechanischer Halt durch die Aufschumpfung beim Brennvorgang [60].

In der Literatur wird der Verbund von Zirkonoxid und Verblendkeramik als sehr gut beschrieben [85, 81] wenngleich er auch deutlich geringere Haftwerte wie bei der Metallkeramiktechnik erreicht. Beim Vergleich der Zirkonverblendungen Vita VM9 mit IPS e.max Ceram und Cercon Ceram S konnte Guess et.al. (2008) Haftwerte zwischen 12MPa und 9MPa bestimmen [18].

Bedingt durch die Schrumpfung der Keramik beim Brennvorgang entstehen zwangsläufig interne Spannungen mit der Folge von Rissen und Abplatzungen in der Verblendung. Hierbei frakturiert meist die Verblendung in sich, das heißt, es bleibt eine dünne Schicht Verblendkeramik auf dem Gerüst zurück. Diese Art der Fraktur wird „chipping“ genannt und spricht zum einen für den guten Haftverbund von Verblendkeramik und Gerüst und zum anderen für Schwächen in der vollkeramischen Verblendung [35, 36, 6]. Das Gerüstdesign, die Dicke der Verblendschicht, die Größe und Lokalisation der okklusalen Kontaktpunkte beeinflussen die Stabilität der Verblendung maßgeblich [65, 59].

Durch eine höckerunterstützte Gerüststruktur können Abplatzungen („chipping“) weitestgehend vermieden werden [6, 81].

2.7. Sinterverbund

Vollkeramikkrone und -Brücke im Seitenzahnbereich konnten mit den bisherigen Verfahren nur relativ aufwendig hergestellt werden. Die CAD/CAM-Konstruktion war bisher auf die Gerüstkonstruktion beschränkt, da Zirkonoxid einerseits durch seine hohe Opazität und andererseits durch die extreme Härte nicht für die okklusalen bzw. sichtbaren Bereiche geeignet ist. Eine durch den Zahntechniker hergestellte Keramikverblendung ist ein zeit- und arbeitsintensiver Prozess, der hohe Kosten verursacht. Um diesen Arbeitsschritt zu rationalisieren, besteht die Möglichkeit auf das Zirkonoxid-Gerüst, wiederum im CAD/CAM-Prozess, eine Verblendschicht aus

Lithiumdisilikat-Glaskeramik herzustellen. Dabei muss die Innenseite der Verblendung dem Außenprofil des Zirkonoxidgerüsts entsprechen. Die Außenform der Verblendung entspricht der Form der vollanatomischen Krone. Das Zusammenfügen der beiden Teile erfolgt durch eine dünnflüssige, niedriger schmelzende Keramikmasse (Konnektormasse). Zum Einsatz kommen Materialien (IPS e.max ZirCAD und IPS e.max CAD) der Firma Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein) [6].

Ein weiterer großer Vorteil der Sinterverbundtechnologie liegt in den materialspezifischen Eigenschaften der Lithiumdisilikat-Glaskeramik der Verblendschicht. Insbesondere die hohe Biegefestigkeit von ca. 120 MPa (IPS e.max CAD = 360 bis 400 MPa) lässt weniger Abplatzungen (Keramik-Chipping) erwarten [6]. Durch die Verwendung von Lithiumdisilikat-Glaskeramik-Blöcken für die Verblendung wird ein reproduzierbarer, industrieller Qualitätsstandard erreicht, der mit einer Verblendung im Schichtverfahren nicht möglich ist. So sind im vorgesinterten Block der IPS e.max CAD Rohlinge weniger und kleinere Porositäten, Mikrorisse oder sonstige Fehlstellen zu finden, welche ursächlich für Abplatzungen von Verblendungen sein können. Aber auch interne Spannungen der Verblendkeramik, wie sie im Schichtverfahren durch das Aufschumpfen der Keramikschicht beim Brennen entstehen, können Abplatzungen zur Folge haben. Der nahezu identische Wärmeausdehnungskoeffizient der Verblendkeramik und der Zirkonoxidgerüststruktur beim Sinterverbundverfahren ($\text{WAK von IPS e.max ZirCAD} = 10,75 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$, $\text{WAK von IPS e.max CAD} = 10,25 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$) minimiert solche interne Spannungen.

Für die Herstellung von Sinterverbundkronen können bisher zwei CAD/CAM-Systeme verwendet werden: Die Kavo-Everest-Engine (Abb. 4) ermöglicht durch sein Gegenbettungsverfahren eine bessere Passgenauigkeit zwischen Gerüststruktur und Verblendung, da keine Anstiftelungen verschliffen werden müssen. Das Sirona-InLab-



Abb. 4 Kavo-Everest



Abb. 5 Sirona InLab

System (Abb. 5) zeichnet sich durch die Möglichkeit des virtuellen Einsetzens des Gerüsts aus, sodass darauf direkt die äußere Verblendhülle konstruiert werden kann, ohne die Außenform des Zirkonoxidgerüsts erneut einscannen zu müssen [6].

Nach dem Sinterverbund können noch mit Hilfe einer herkömmlichen Verblendmasse (IPS e.max Ceram) kleine Korrekturen, z.B. an den Approximalflächen oder auch okklusal, vorgenommen werden und mit Hilfe von Malfarben und Glasurmassebränden die Oberfläche individualisiert werden.

Obwohl sich die Sinterverbundtechnologie noch in der Entwicklungsphase befindet, können vor allem der kostengünstige und effiziente Herstellungsprozess und die hohe standardisierte Qualität der Verblendschicht überzeugen [6].

2.8. Künstliche Alterung

Bei der Bewertung von Bruchfestigkeiten keramischer Werkstoffe muss berücksichtigt werden, dass die Belastungsart und –dauer sowie die Lagerung der Prüfkörper die Festigkeitswerte weiter negativ beeinflussen. Unter Dauerfestigkeit versteht man die

Belastungsgrenze, der das Material in dem umgebenden Umfeld (korrosive Einflüsse des Mundmilieus, dynamische Kaubelastung) auf Dauer ohne Fraktur widerstehen kann. Die Reduktion der Festigkeit kann zwischen 20% und 50% betragen [43]. Die Festigkeitsabnahme kann einerseits durch die dynamische Kaubelastung verursacht werden, als auch durch eine beschleunigte Risswachstumsgeschwindigkeit durch Benetzung der Keramikoberfläche mit Wasser bzw. Speichel [3].

Um die klinische Situation möglichst genau zu simulieren wurden Methoden der künstlichen Alterung entwickelt:

Die Alterung mittels Thermocycling ist ein relativ einfaches Verfahren, bei dem die Prüfkörper abwechselnd für jeweils 30 Sekunden in Wasser mit 5°C und 55°C getaucht werden. Hierbei werden thermische Unterschiede des Mundmilieus simuliert. Standardmäßig werden 100.000 Zyklen durchlaufen.

Deutlich aufwendiger ist eine Kausimulation. Hierbei werden die Proben mit einer zentral auf der Okklusalfäche aufliegenden Steatitkugel mit einer Kraft von 50 N während 1.2 Mio. Kauzyklen belastet. Es existieren Kausimulatoren, die neben der axialen Belastung gleichzeitig einen Seitwärtsversatz des Prüfkörpers ermöglichen, sodass Mahlbewegungen simuliert werden können. Ergänzend zur Kausimulation kann ein Thermocycling erfolgen. Alle Methoden der künstlichen Alterung sollen eine 5Jahres-Belastung darstellen.

2.9. Testverfahren

Die Testung der Haftfestigkeit der Verblendkeramik bei vollkeramischen Systemen ist grundsätzlich sowohl durch Druckbiegetests als auch durch den Schertest nach Schmitz-Schulmeyer möglich.

2.9.1. Druckbiegetest

Das spröde Verhalten der Keramiken führt zu einer hohen Druck- bei gleichzeitig geringer Zugfestigkeit. Mit Hilfe von Biegetests kann auf der Probenunterseite eine reine Zugspannung erzeugt werden, welche für die Rissentstehung verantwortlich ist und damit frühzeitig zum Versagen des Materials führt [17]. Die hohe Standardabweichung von bis zu 20% wird durch kleinste Defekte, Temperatur, Feuchtigkeit, Reibung, u.s.w. verursacht.

Als Standardtests haben sich der uniaxiale 3-Punktbiegetest sowie die biaxiale Prüfung durchgesetzt [4, 17]. Ein weiterer häufig verwendeter Test ist der uniaxiale 4-Punktbiegetest, bei welchem die unter Zugspannung stehende Oberfläche größer ist und somit eine erhöhte Wahrscheinlichkeit für das Erfassen von Defektstellen vorliegt [17]. Dies führt zu geringeren Festigkeitswerten im Vergleich zum uniaxialen 3-Punktbiegetest.

Bei biaxialen Bruchtests haben Kantendefekte, die sich bei der Herstellung der Prüfkörper schwer vermeiden lassen, einen geringeren Einfluss und simulieren somit die klinische Situation besser [17]. Auch Veränderungen der Testparameter wie Stempeldurchmesser, Probendicken, Zwischenfolien oder unterschiedliche Belastungsgeschwindigkeiten haben keinen signifikanten Einfluss. Damit ist der biaxiale Biegetest weniger sensibel hinsichtlich Verarbeitungsfehlern und man erhält verlässlichere Festigkeitsdaten [17].

Bei sämtlichen Biegetests lässt sich die Biegefestigkeit nur von Prüfkörpern berechnen, welche aus einem einheitlichen Material bestehen. Bei Verbundsystemen überlagern sich Zugspannungs- und Haftkräfte, sodass bei diesen Testverfahren die reinen Haftkräfte von Verbundsystemen nur sehr ungenau bestimmt werden können [19].

2.9.2. Uniaxiale Biegetests

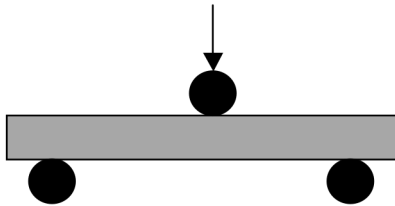


Abb. 6 Schema des 3-Punktbiegetests [17]

Die Biegefestigkeit im 3-Punktbiegetest errechnet sich nach folgender Formel:

$$M = \frac{3Wl}{2bd^2}$$

- M die maximale Biegefestigkeit in Megapascal
- W die Gesamtbruchlast in Newton
- l der Auflagerabstand in mm
- b die Probenbreite in mm
- d die Probendicke in mm

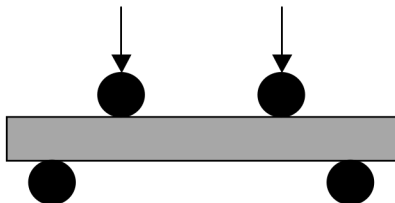


Abb. 7 Schema des 4-Punktbiegetests [17]

Die Biegefestigkeit im 4-Punktbiegetest errechnet sich nach folgender Formel:

$$M = \frac{3W(l-c)}{2bd^2}$$

- M die maximale Biegefestigkeit in Megapascal
- W die Gesamtbruchlast in Newton
- L der Auflagerabstand in mm
- c der Laststempelabstand in mm
- b die Probenbreite in mm
- d die Probendicke in mm

2.9.3. Biaxialer Biegetest

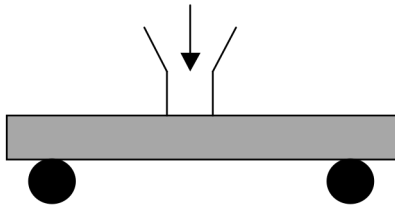


Abb. 8 Schema des biaxialen Biegetests [17]

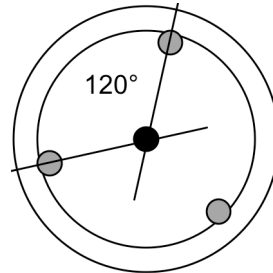


Abb. 9 Schema der Auflagerscheibe

Die Biegefestigkeit im biaxialen Biegetest errechnet sich nach folgender Formel:

$$S = \frac{-0,2387P(X - Y)}{d^2}$$

wobei

$$X = (1 + \nu) \ln\left(\frac{r_2}{r_3}\right)^2 + \frac{l - \nu}{2} \left(\frac{r_2}{r_3}\right)^2$$

$$Y = (l + \nu) \left[1 + \ln\left(\frac{r_1}{r_3}\right)^2 \right] + (1 - \nu)(r_1 - r_3)^2$$

S die maximale Biegefestigkeit in Megapascal

P die Gesamtbruchlast in Newton

ν die Poisson-Verteilung. Wert hier 0,25

r_1 der Radius der Trägerscheibe in mm

r_2 der Radius des belasteten Bereichs in mm

r_3 der Radius des Probenkörpers

d die Dicke des Probenkörpers in mm

2.9.4. Schertest nach Schmitz-Schulmeyer

Unter dem Aspekt der technischen Reproduzier- und Vergleichbarkeit auf die Verbundhaftung bei vollkeramischen Systemen ist die Prüfung im modifizierten Schertest nach Schmitz-Schulmeyer vorzuziehen [67, 19].

Die Form der Prüfkörper für den Schmitz-Schulmeyer-Schertest ist die eines quadratischen Würfels mit einer Kantenlänge von 5,9 mm. Sie werden auf einer Würfelfläche zur Hälfte mit der keramischen Verblendmasse bedeckt.

Die Prüfkörper werden in der Haltevorrichtung der Prüfmaschine positioniert und fixiert. Der im Winkel von 45° angeschliffene und im Scherwerkzeug geführte Druckstempel wird so nahe wie möglich am Übergang der Gerüst- und Verblendkeramik arretiert (siehe Abb. 20, S.32). Dadurch wird vermieden, den Laststempel durch ein nicht vollständig zu vermeidendes Biegemoment unbeabsichtigt soweit von der Grenzfläche der Keramiken entfernt anzuordnen, dass die Biegefestigkeit der Verblendkeramik zu einem das Messergebnis beeinflussenden Faktor wird.

Der mit der Verblendkeramik versehene Würfel wird in einer mechanischen Druck- und Biegeprüfmaschine fixiert und anschließend geprüft. Der Laststempel wird nahe der Verbundzone positioniert und die keramische Verblendmasse durch den Laststempel mit einem Vorschub von 1,0 mm/min bis zum vollständigen Abscheren der Verblendmasse belastet [67].

Der Quotient aus der zum Abscheren notwendigen Kraft und der Verblendfläche dient als Maß für die Verbundfestigkeit.

$$\text{Scherspannung}[Mpa] = \frac{\text{Kraft}[N]}{\text{Fläche}[mm]}$$

3. Material und Methode

3.1. Übersicht

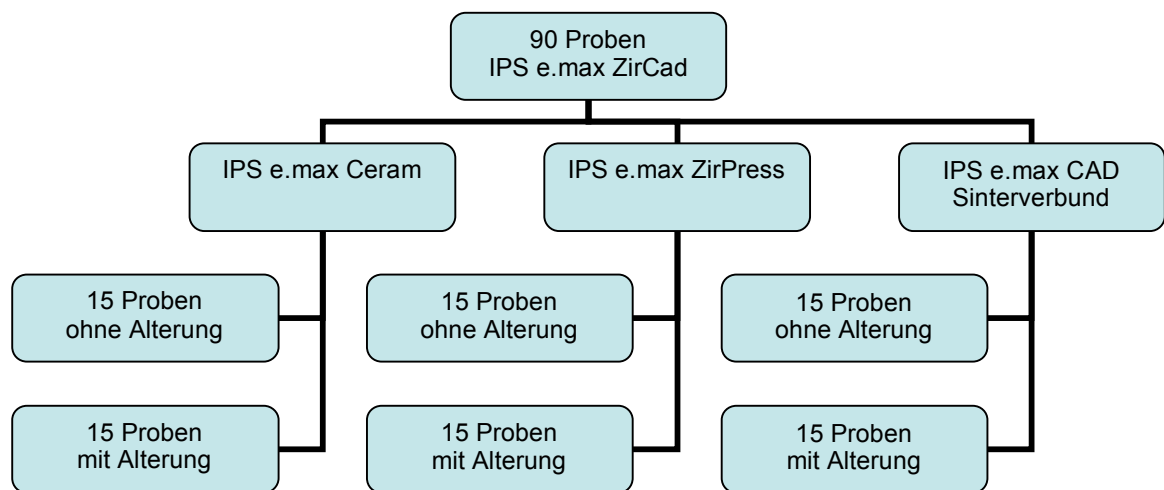


Abb. 10 Probenverteilung

Für die Untersuchung wurden insgesamt 90 Plättchen aus Y-TZP-Zirkonoxid (IPS e.max ZirCAD) angefertigt. Jeweils 30 Proben wurden mit der Schichtkeramik IPS e.max Ceram verblendet, weitere 30 Proben mit der Presskeramik IPS e.max ZirPress sowie 30 Proben im direkten Sinterverbund mit IPS e.max CAD.

Jeweils die Hälfte aller Proben wurde mittels Thermocycling künstlich gealtert. Anschließend wurde im Druck-Scherversuch nach Schmitz-Schulmeyer die Haftkraft der Keramik auf dem Zirkonoxidträger ermittelt.

3.2. Herstellung der Proben

3.2.1. Herstellung der Zirkonoxidplättchen

Zunächst wurden die zu verblendenden Zirkonoxidplättchen hergestellt. Hierzu wurden mit Hilfe des Accutom-2 (Struers, Ballerup, DK) einzelne Plättchen von den Zirkonoxidrohblöcken (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent) abgeschnitten. Die Dicke der einzelnen Scheiben betrug ca. 3mm. Um von den Rohlingen Scheiben abschneiden zu können, mussten diese in der Einspannvorrichtung des Accutom-2 fixiert werden. Hierzu wurden zunächst die angeklebten Metallstifte, die eigentlich der Fixierung in einer In-Lab Fräseinheit dienen, mit einer Trennscheibe entfernt. Der Zirkonoxidrohblock wurde mit Sekundenkleber (Henkel, Düsseldorf) auf einen vorher gegossenen Gipsträger (GC Fujirock, GC Europe, Leuven, B) geklebt, welcher dann in die Einspannvorrichtung des Accutom-2 gesetzt wurde. Nun konnten mit maximaler Drehzahl (15.000 upm) unter Wasserkühlung und minimalem Vorschub von 10mm pro Minute die Plättchen geschnitten werden.

Eventuelle scharfe Kanten wurden mit einem feinen Schleifpapier der Körnung 600 geglättet; die Proben wurden anschließend im Sinterofen (Nabertherm GmbH, Lilienthal) (siehe Abb. 11) gesintert. Der Sintervorgang beinhaltet eine Aufwärmphase von 1,5 Std. auf 1500 °C, eine Haltezeit von 2 Std. bei 1500 °C und eine Abkühlphase im geschlossenen Ofen auf Raumtemperatur von ca. 20 Std. Nach Abkühlung wurden die Proben sandgestrahlt (AlO_2 120 μm) und waren nun für die Verblendung bereit.



Abb. 11 Sinterofen Nabertherm (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)

3.2.2. Verblendung mit geschichteter Keramik

Ziel dieses Arbeitsschrittes war eine gleichmäßige Keramikschicht von ca. 2mm aufzubrennen, die die Hälfte der Fläche des Zirkonplättchens bedecken sollte. Wichtig war dabei eine gerade und saubere Kante zu modellieren, um im folgenden Abscherversuch eine gleichmäßige Kraftübertragung des Abscherstempels zu erreichen. Um einen optimalen Verbund zwischen Keramik und Zirkon zu erreichen, wurde zunächst eine dünne Schicht Liner (Zirliner (Ivoclar Vivadent)) aufgetragen und im Keramikofen Vacumat 40 (Vita) (Abb. 12) gebrannt. Eine leicht glänzende Oberfläche nach dem Linerbrand ließ eine vollständige Sinterung und einen optimalen Verbund erwarten. Anschließend wurde die Keramik (IPS e.max Ceram) in zwei Schichten aufgetragen und ein abschließender Glanzbrand durchgeführt. Die jeweiligen Brennparameter sind in Tab. 3 aufgeführt.

IPS e.max Ceram	B	S	T ↑	T	H	V1	V2
Zirliner -Brand	403°C	4'	60°C	990°C	1'	450°C	989°C
1. Dentin-Brand	403°C	4'	50°C	780°C	1'	450°C	779°C
2. Dentin-Brand	403°C	4'	50°C	780°C	1'	450°C	779°C
Glanzbrand	403°C	6'	60°C	755°C	1'	450°C	754°C

Tab. 3 Brennparameter IPS e.max Ceram

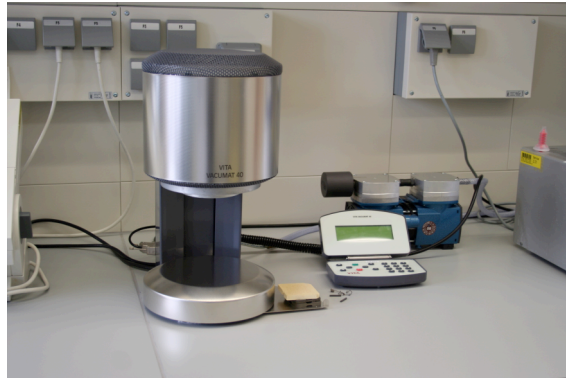


Abb. 12 *Keramikofen Vacumat 40 (Vita)*

Um die Proben in die Universalprüfmaschine Z1445 (Zwick, Ulm) einspannen zu können, mussten die Prüflinge in Kunststoffblöcke eingegossen werden. Dies gelang mit Hilfe einer Silikonform, welche die fertig verblendeten Zirkonplättchen aufnahm und mit Autopolymerisat (Paladur, Heraeus Kulzer, Hanau) ausgegossen wurde. Abb. 13 zeigt ein mit IPS e.max Ceram verblendetes und eingebettetes Zirkonplättchen fertig zum Abscherversuch.

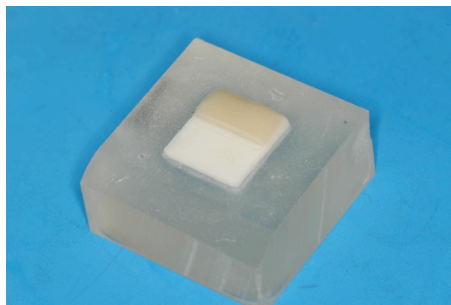


Abb. 13 *IPS e.max Ceram Verblendung*

3.2.3. Verblendung mit Presskeramik

Die zweite Probenreihe wurde mit Hilfe der Überpresstechnik hergestellt. Um auch bei diesem Verfahren einen guten Verbund der Verblendkeramik zum Zirkonoxidträger zu erreichen, war ebenfalls zunächst ein Linerbrand mit Zirliner (Ivoclar Vivadent) erforderlich. Anschließend wurde die Verblendschicht in Wachs aufgetragen (Abb. 14),

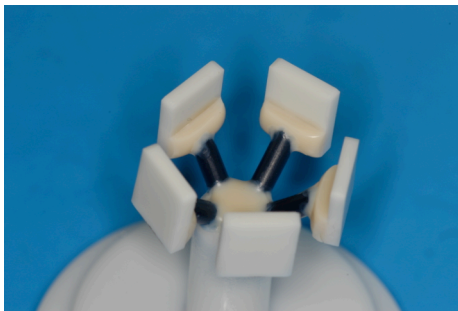


Abb. 14 *Wax-up*



Abb. 15 *Proben nach Pressvorgang*

die Proben mit IPS PressVEST Speed (Ivoclar Vivadent) eingebettet und nach der Abbindezeit von 30 min in den Vorwärmofen für eine Stunde bei 850 Grad gesetzt. Die noch heiße Muffel wurde mit den IPS e.max ZirPress LT (Low Translucency) Rohlingen bestückt und danach erfolgte der Pressvorgang im EP500 Pressofen (Ivoclar Vivadent). Nach dem Abkühlen auf Raumtemperatur (ca. 60min) konnten die Proben ausgebettet werden (Abb. 15). Die Feinausbettung wurde mit Glanzstrahlperlen (50µm Korngrösse) bei max. 2 bar Druck durchgeführt. Das Abtrennen der Gusskanäle erfolgte mit einem Rotringdiamanten und einer Turbine unter Wasserkühlung. Zum Entfernen der Reaktionsschicht wurden die Proben mit Ultraschall für 5 min in IPS e.max Press Invex Liquid (Ivoclar Vivadent) gelegt und gesäubert. Abschließend erfolgte ein Glanzbrand. Auch bei dieser Probenreihe wurden die fertig verblendeten Plättchen in

Autopolymerisat (Paladur) eingegossen. Sämtliche Brenn / Pressparameter sind in Tab. 4 zu sehen.

IPS e.max ZirPress	B	S	T↑	T	H	V1	V2
ZirLiner -Brand	403°C	4'	60°C	990°C	1'	450°C	989°C
Pressvorgang	700°C		60°C	910°C	15'	500°C	910°C
Glanzbrand	403°C	6'	60°C	755°C	1'	450°C	754°C

Tab. 4 Brenn/Pressparameter ZirPress

3.2.4. Verblendung durch Sinterverbund

Der direkte Sinterverbund von IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) auf IPS e.max ZirCAD wurde mittels Glaslot (Bridge on CAD (Ivoclar Vivadent)) durchgeführt. Zunächst mussten von dem CAD-Rohling analog zu den Zirkonoxidrohlingen mit dem Accutom-2 entsprechende Plättchen von ca. 2mm Dicke abgeschnitten werden (Abb. 16)

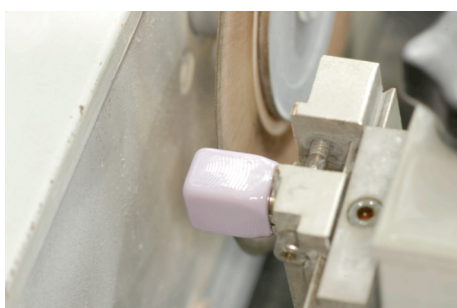


Abb. 16 Schneidvorgang e.max CAD

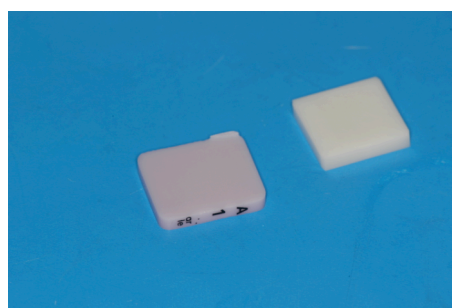


Abb. 17 e.max CAD / ZirCAD Plättchen

Das Glaslot besteht aus Pulver und Flüssigkeit und muss wie jede herkömmliche Verblendkeramik zu einer sahnigen Konsistenz gemischt werden. Eine dünne Schicht von ca. 0,5mm wurde auf das Zirkonplättchen aufgetragen und das e.max CAD-

Plättchen mit leichtem Anpressdruck entsprechend appliziert (siehe Abb. 18). Anschließend konnte im herkömmlichen Keramikofen (vgl. Abb. 19) der Brand erfolgen. Die Brennparameter sind in Tab. 5 zu sehen. Auch bei dieser Probenreihe wurden die fertig verblendeten Plättchen abschließend in Autopolymerisat (Paladur, Heraeus Kulzer, Hanau) eingegossen.



Abb. 19 Keramikofen von Ivoclar Vivadent

Sinterverbund	B	S	T1↑	T1	H1	V1	V2
Brennparameter	400°C	15'	60°C	770°C	5'	550°C	770°C
Fortsetzung	B	S	T2↑	T2	H2	V3	V4
Brennparameter	-	-	30°C	850°C	10'	770°C	850°C

Tab. 5 Brennparameter für Sinterverbund

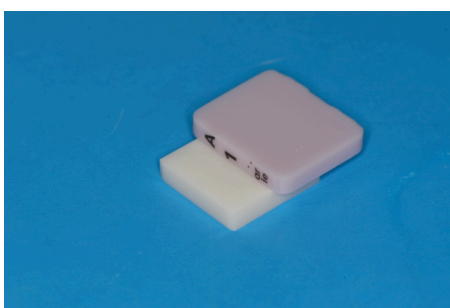


Abb. 18 IPS e.max CAD vorbereitet zum Aufsintern

3.2.5. Künstliche Alterung

Von den insgesamt 90 Proben wurden aus jeder der 3 Prüfgruppen die Hälfte (also jeweils 15 Stück) einer künstlichen Alterung unterzogen. Dies geschah mittels Thermocycling (Willitec THE1100, SD-Mechatronik, Feldkirchen), wobei die Proben abwechselnd für 30sec in Warmwasser (55°C) und nach jeweils 5sec Abtropfzeit für 30sec in Kaltwasser (5°C) eingetaucht wurden. Insgesamt wurden 100.000 Zyklen durchgeführt.

3.3. Abscherversuch

Die 90 Proben wurden nach dem Eingießen in Kunststoff in der Universalprüfmaschine Z1445 (Zwick, Ulm) bis zur Totalabscherung belastet. Die Prüfkörper wurden in der Einspannvorrichtung des Scherwerkzeuges mit Hilfe der Feststellschrauben in exakt gleicher Lage zum Laststempel fixiert (siehe Abb. 20). Der Prüfstempel muss flächig auf der Verblendkeramik aufliegen, um eine möglichst gleichmäßige Belastung zu gewähren. Der Laststempel wurde an die Keramikoberfläche herangefahren und die Verblendkeramik mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1mm/min bis zum vollständigen Abscheren belastet. Die Steuerung der Universalprüfmaschine erfolgte mit einem Computer mit dem Programm TestXpert. Die Kräfte, die zum Abscheren der Keramik führten, wurden in Newton gemessen, parallel durch das entsprechende Computerprogramm aufgezeichnet und in den Messprotokollen festgehalten.

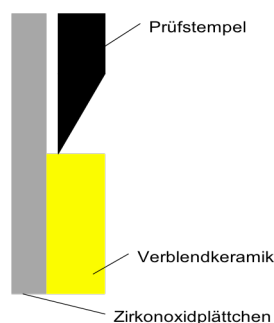


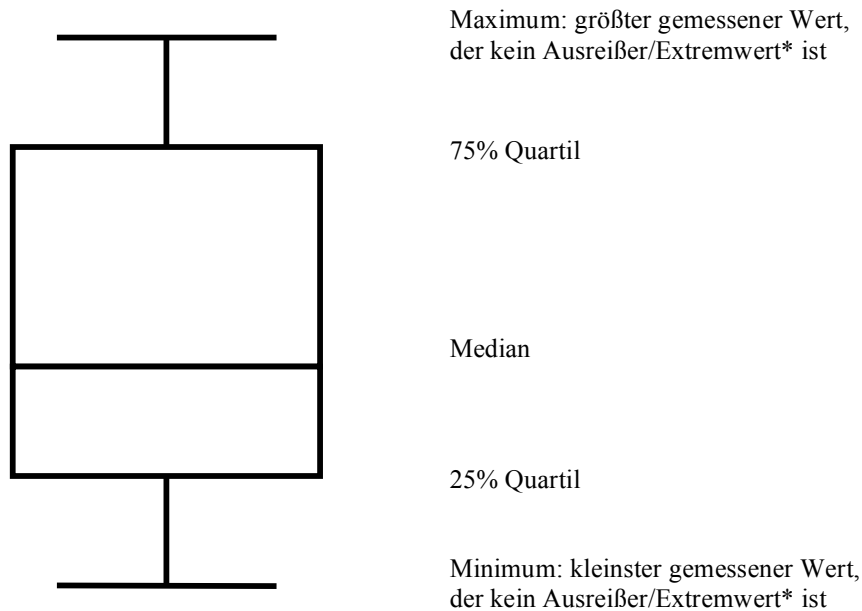
Abb. 20 Druck-Scherversuch nach Schmitz-Schulmeyer

3.4. Statistische Auswertung

Zum Errechnen der Haftkraft in MPa musste zunächst die jeweilige Verblendfläche der Proben bestimmt werden. Durch Division der Abscherkraft mit der Verblendfläche konnte die jeweilige Haftkraft errechnet werden.

Die gewonnenen Daten wurden mit dem Statistikprogramm SPSS 15.0 für Windows (SPSS-Inc., Chicago, USA) innerhalb der drei Verblendverfahren und generell untereinander verglichen. Zum Zwecke der Standardisierung und der Übersichtlichkeit wurde als Darstellungsform ein Boxplot-Diagramm gewählt. Es zeigt Medianwerte, Standardabweichungen und Extremwerte grafisch auf.

Die Messergebnisse sollten mit einem statistischen Signifikanztest überprüft werden. In dieser Untersuchung wurde der Anova-Test mit anschließendem LSD Post-Hoc Signifikanztest verwendet. Beim Vergleich zweier unabhängiger Proben werden die Ergebnisse auf ihre Überschneidung hin überprüft, wobei sich die Signifikanz P ergibt. Ein signifikanter Unterschied besteht dann, wenn dieser Wert unter dem vordefinierten Signifikanz-Niveau von 0,05 liegt.

Das Box-Plot Diagramm:

* Extremwerte/Ausreißer: Werte, die zwischen 1,5 und 3 Boxlängen vom oberen oder unteren Rand der Box entfernt sind. Die Boxlänge entspricht dem interquartilen Bereich.

Abb. 21 *Das Boxplot-Diagramm*

3.5. Anfertigung der REM-Proben

Die abgescherten Proben wurden mit destilliertem Wasser und anschließend im Alkoholbad für 10 min gesäubert um sämtliche Verunreinigungen zu beseitigen. Da das Rasterelektronenmikroskop nur elektrisch leitfähige Materialien darstellen kann, mussten die Oberflächen vorher mit Gold besputtert werden. Hierzu wurden die Proben plan auf einen Probenteller geklebt und anschließend 40sec unter Argonathmosphäre bei 20mA in einer Sputteranlage (SCD030; BAL-TEC GmbH, Witten) mit Gold bedampft.

3.6. Bruchkantenanalyse mit dem REM

Die REM-Aufnahmen wurden mit dem Rasterelektronenmikroskop Supra 55VP (Zeiss, Oberkochen) angefertigt. Es wurden aus jeder Probenreihe der höchste und niedrigste Haftwert verwendet und Vergrößerungen von 50x, 200x und 1000x gewählt. Ziel war es, jeweils die Übergangsbereiche zwischen Zirkonoxid und abgescherter Verblendung zu betrachten. Um ein eindeutiges und scharfes Bild zu erhalten, muss die Fokussierung und die Richtung des Elektronenstrahls durch korrekte Angulation des Prüfkörpers genau justiert werden. Der Abstand des Prüfkörpers vom Sensor ist für die korrekte Fokussierung verantwortlich und hängt von der Vergrößerung ab. Kontrast und Helligkeit können ebenfalls optimiert werden. Der Übersichtlichkeit wegen wurden die Proben elektronisch gedreht und die Frakturlinie horizontal dargestellt.

Die Bilder wurden mit dem integrierten Sensor digital aufgenommen und anschließend zur weiteren Auswertung auf einem PC überspielt.

4. Ergebnisse

Die Ergebnisse wurden einzeln innerhalb der Probenreihe sowie untereinander verglichen. Hierzu wurden die einzelnen Proben mit den dazugehörigen Haftwerten tabellarisch aufgestellt und in Säulendiagrammen dargestellt. Abschließend wurden die Ergebnisse mit Hilfe des Boxplot-Diagramms gegenübergestellt sowie die Unterschiede mit dem LSD-Post-Hoc Signifikanztest ausgewertet.

4.1. IPS e.max Ceram ohne Alterung

Bei den Verblendungen mit IPS e.max Ceram lagen die Haftwerte zwischen 5,02 MPa und 12,81 MPa, wobei der letztgenannte Wert als Ausreißer anzusehen ist, und der im Rahmen liegende Maximalwert von 10,15 MPa zu verwenden war. Der Mittelwert lag somit bei 7,44 MPa mit einer Standardabweichung von 1,56. Probe Nr. 13 wurde durch einen Justierungsfehler in der Universalprüfmaschine beschädigt und konnte nicht verwendet werden.

Probennummer	Haftkraft in [MPa]:	Verhältnis adhäsiv / kohäsiv
1	10,15	90/10
2	5,02	80/20
3	6,79	100/0
4	7,49	80/20
5	12,81	90/10
6	9,69	90/10
7	7,74	60/40
8	7,80	100/0
9	6,83	80/20
10	6,43	95/5
11	9,46	100/0
12	5,50	60/40
13	defekt	
14	8,47	100/0
15	6,13	90/10

Tab. 6 Haftkräfte IPS e.max Ceram ohne Alterung

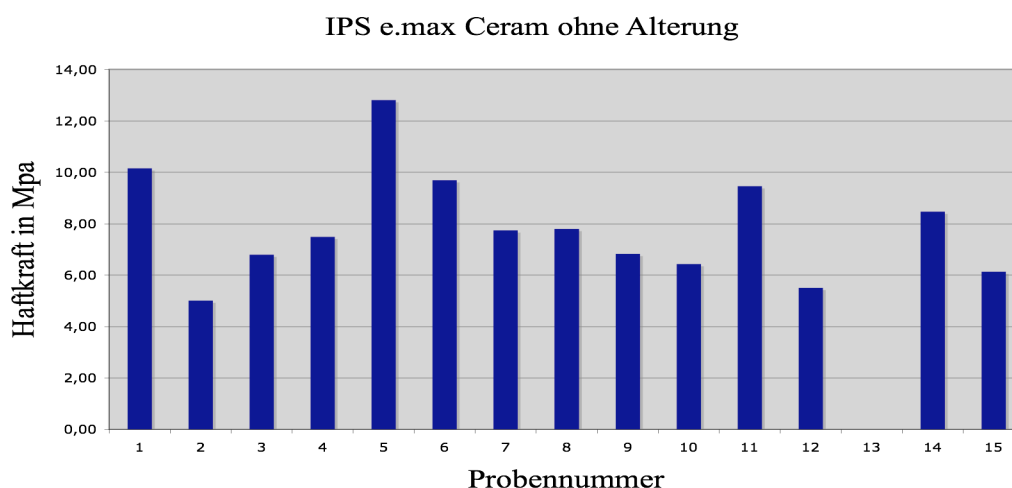


Abb. 22 Graphische Darstellung der Haftkräfte

4.2. IPS e.max Ceram mit Alterung

Bei den Verblendungen mit IPS e.max Ceram nach künstlicher Alterung lagen die Haftwerte zwischen 5,59 MPa und 10,8 MPa. Der Mittelwert lag bei 8,0 MPa mit einer Standardabweichung von 1,65. Probe Nr. 3 wurde durch einen Justierungsfehler in der Universalprüfmaschine beschädigt und konnte nicht verwendet werden.

Probennummer	Haftkraft in MPa	Verhältnis adhäsiv / kohäsiv
1	6,52	70/30
2	9,60	100/0
3	Defekt	
4	8,26	95/5
5	8,73	95/5
6	6,75	100/0
7	5,59	30/70
8	6,04	50/50
9	6,26	80/20
10	9,56	100/0
11	7,94	95/5
12	9,37	95/5
13	6,98	90/10
14	9,57	90/10
15	10,80	95/5

Tab. 7 Haftkräfte IPS e.max Ceram mit Alterung

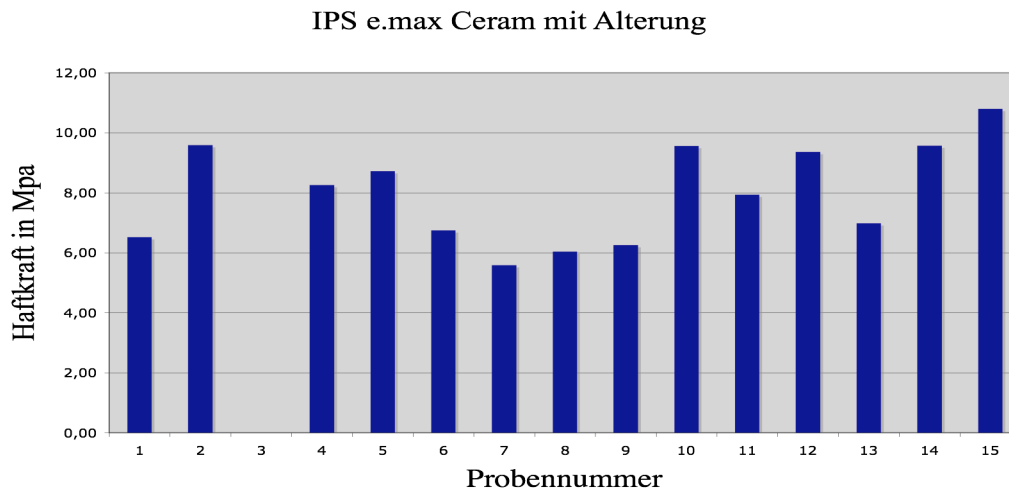


Abb. 23 Graphische Darstellung der Haftkräfte

4.3. IPS e.max ZirPress ohne Alterung

Bei den Verblendungen mit IPS e.max ZirPress lagen die Haftwerte zwischen 6,14 MPa und 28,98 MPa. Der Mittelwert lag bei 13,27 MPa mit einer Standardabweichung von 7,34. Probe Nr. 1 wurde durch einen Justierungsfehler in der Universalprüfmaschine beschädigt und konnte nicht verwendet werden.

Probennummer	Haftkraft in [MPa]	Verhältnis adhäsiv / kohäsiv
1	defekt	
2	13,19	60/40
3	9,06	40/60
4	9,21	50/50
5	24,26	95/5
6	8,28	50/50
7	13,35	95/5
8	8,41	40/60
9	20,49	30/70
10	24,20	100/0
11	11,18	90/10
12	14,89	100/0
13	28,98	95/5
14	6,14	90/10
15	7,41	50/50

Tab. 8 Haftkräfte IPS e.max ZirPress ohne Alterung

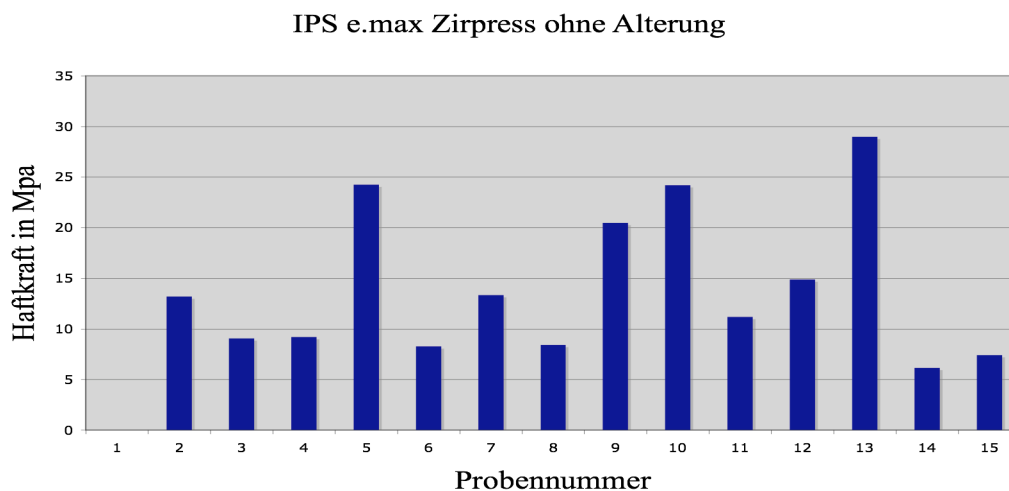


Abb. 24 Graphische Darstellung der Haftkräfte

4.4. IPS e.max ZirPress mit Alterung

Bei den Verblendungen mit IPS e.max ZirPress nach künstlicher Alterung lagen die Haftwerte zwischen 4,38 MPa und 20,79 MPa, wobei letzter Maximalwert als Ausreißer anzusehen ist und nicht verwendet wurde. Der Mittelwert lag somit bei 10,68 MPa mit einer Standardabweichung von 3,14.

Probennummer	Haftkraft in [MPa]	Verhältnis adhäsiv / kohäsiv
1	13,43	85/15
2	6,95	90/10
3	13,33	100/0
4	7,05	90/10
5	14,84	95/5
6	12,42	95/5
7	10,22	90/10
8	11,74	95/5
9	10,26	30/70
10	12,84	95/5
11	13,96	100/0
12	4,38	40/60
13	9,60	70/30
14	7,80	30/70
15	20,79	100/0

Tab. 9 Haftkräfte IPS e.max ZirPress mit Alterung

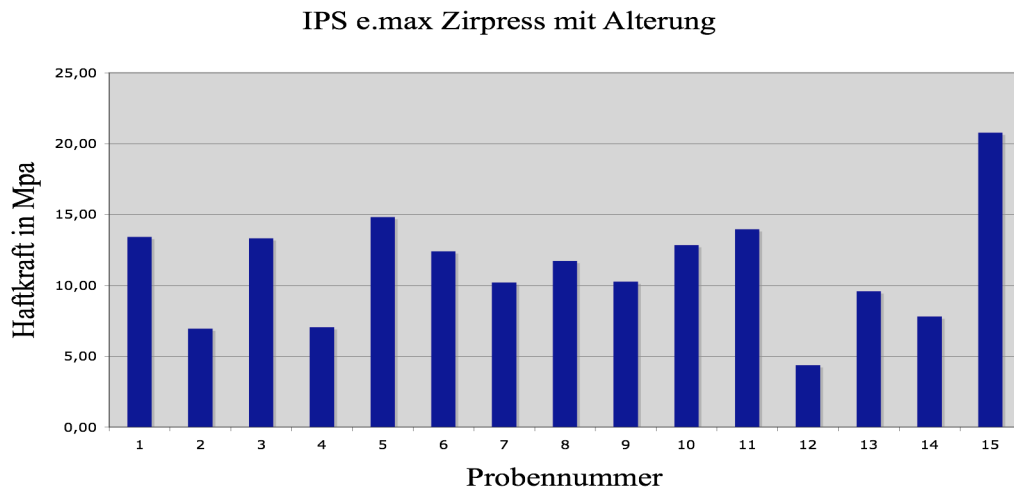


Abb. 25 Graphische Darstellung der Haftkräfte

4.5. Sinterverbund ohne Alterung

Bei den Verblendungen mit dem direkten Sinterverbund lagen die Haftwerte zwischen 7,23 MPa und 45,18 MPa, wobei letztgenannter Maximalwert sowie der Wert von 22,96 MPa als Ausreißer anzusehen sind und keine Verwendung fanden. Der Mittelwert lag bei 11,56 MPa mit einer Standardabweichung von 2,91.

Probennummer	Haftkraft in [MPa]	Verhältnis adhäsiv / kohäsiv
1	18,32	90/10
2	11,39	100/0
3	22,96	100/0
4	11,11	100/0
5	10,08	100/0
6	13,03	100/0
7	8,08	100/0
8	10,52	100/0
9	7,23	100/0
10	45,18	100/0
11	12,92	95/5
12	9,71	90/10
13	12,07	100/0
14	15,14	95/5
15	10,69	100/0

Tab. 10 Haftkräfte Sinterverbund ohne Alterung

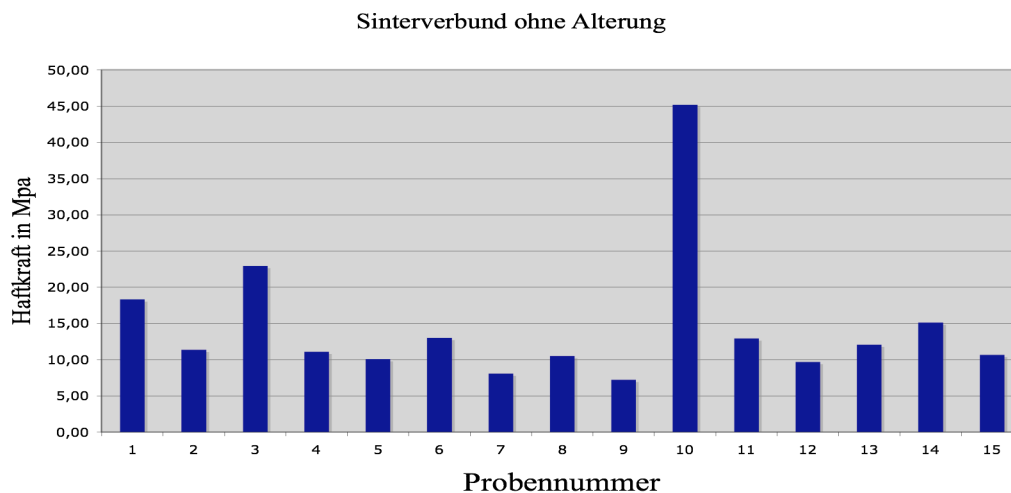


Abb. 26 Graphische Darstellung der Haftkräfte

4.6. Sinterverbund mit Alterung

Bei den Verblendungen mit dem direkten Sinterverbund nach künstlicher Alterung lagen die Haftwerte zwischen 6,24 MPa und 38,16 MPa. Der Mittelwert lag bei 15,69 MPa mit einer Standardabweichung von 9,99. Die Proben Nr. 13, 14 und 15 wurden durch einen Justierungsfehler in der Universalprüfmaschine beschädigt und konnten nicht verwendet werden.

Probennummer	Haftkraft in [MPa]	Verhältnis adhäsiv / kohäsiv
1	11,58	100/0
2	6,24	100/0
3	28,71	100/0
4	11,20	100/0
5	25,05	95/5
6	6,73	100/0
7	38,16	95/5
8	6,79	100/0
9	10,96	100/0
10	13,79	100/0
11	11,26	100/0
12	17,78	100/0
13	Defekt	
14	Defekt	
15	Defekt	

Tab. 11 Haftkräfte Sinterverbund nach Alterung

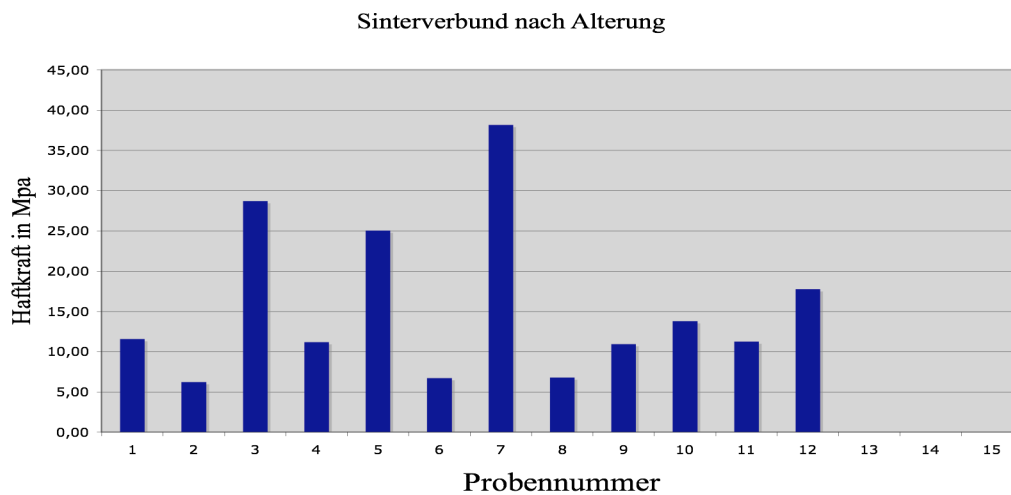


Abb. 27 Graphische Darstellung der Haftkräfte

4.7. Wertevergleich

4.7.1. Test auf Normalverteilung

In Tab. 12 sind die Ergebnisse des Kolmogorow-Smirnow Normalverteilungstests und des Shapiro-Wilk-Tests dargestellt.

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
IPS e.max Ceram ohne Alterung	,166	15	,200*	,932	15	,290
IPS e.max Ceram mit Alterung	,160	14	,200	,934	14	,350
IPS e.max Zirpress ohne Alterung	,190	14	,184	,873	14	0,46
IPS e.max Zirpress mit Alterung	,122	15	,200*	,959	15	,675
Sinterverbund ohne Alterung	,298	15	,001	,646	15	,000
Sinterverbund mit Alterung	,243	12	,049	,842	12	,029

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

Tab. 12 Tests auf Normalverteilung

Der Kolmogorow-Smirnow-Test nach Liliefors und der Shapiro-Wilk-Test zeigen normalverteilte Werte der geschichteten und gepressten Probenreihen. Im Sinterverbundverfahren waren beide Normalverteilungstests negativ. Als Signifikanzniveau wurde 0,05 gewählt.

4.7.2. Darstellung der Haftwerte im Boxplotdiagramm

Im folgenden Boxplot-Diagramm sind die verschiedenen Verblendverfahren einander gegenübergestellt. Auf der X-Achse ist die Verblendart aufgetragen, die Y-Achse zeigt die Haftkräfte in MPa. Extremwerte und Ausreißer sind jeweils mit einem Kreis und einem Stern gekennzeichnet.

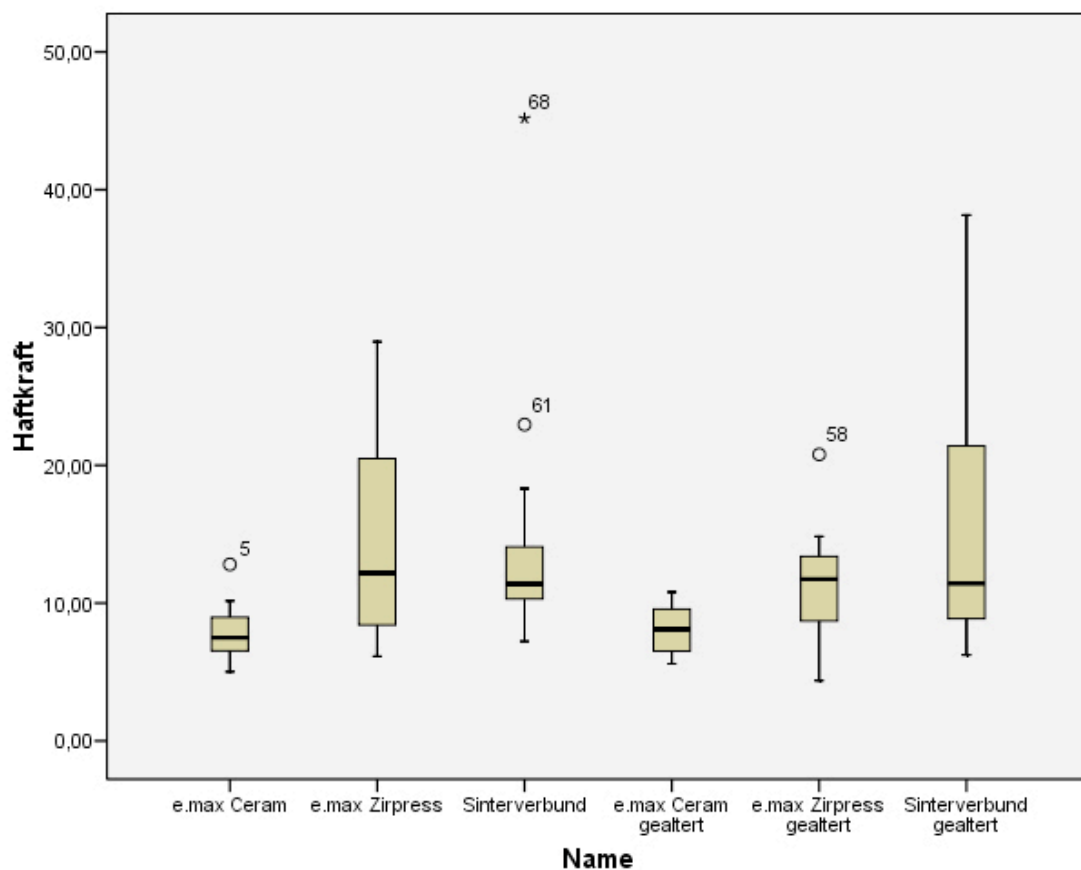


Abb. 28 Zusammenfassende und vergleichende Darstellung der Haftwerte

	Minimum [MPa]	Maximum [MPa]	Mittelwert [MPa]	Standard- abweichung
e.max Ceram	5,02	12,81	7,44	1,56
e.max Ceram gealtert	5,59	10,80	8,00	1,65
e.max Zirpress	6,14	28,98	13,27	7,34
e.max Zirpress gealtert	4,38	14,84	10,63	3,14
Sinterverbund	7,23	18,32	11,56	2,91
Sinterverbund gealtert	6,24	38,16	15,69	9,99

Tab. 13 Statistische Auswertung der Haftwerte

Beim Vergleich der durchschnittlichen Haftwerte lieferte die Verblendung mit dem Sinterverbundverfahren nach künstlicher Alterung (15,69 MPa) die besten Werte, wobei in dieser Probenreihe auch die Streubreite mit einer Standardabweichung von 9,99 sehr hoch lag.

Das Pressverfahren mit IPS e.max Zirpress ohne künstliche Alterung lieferte einen Mittelwert von 13,27 MPa bei einer Standardabweichung von 7,34 und ist somit dem Schichtverfahren überlegen. Die künstliche Alterung ergab einen geringfügig schlechteren Haftwert von 10,63 MPa mit gleichzeitig geringerer Streuung (Standardabweichung von 3,14).

Den niedrigsten Wert zeigte das Schichtverfahren mit IPS e.max Ceram ohne Alterung (7,44) mit einer sehr geringen Streubreite. Die künstliche Alterung lieferte einen geringfügig besseren Wert (8,00 MPa) bei gleichzeitig höherer Streuung.

Um die einzelnen Probenreihen besser miteinander vergleichen zu können, wurde nach LSD-Post-Hoc (siehe Abb. 29) getestet.

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: Haftkraft

LSD

(I) Name	(J) Name	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
e.max Ceram	e.max Zirpress	-6,42186*	2,41771	,010	-11,2342	-1,6095
	Sinterverbund	-6,76600*	2,37566	,006	-11,4946	-2,0374
	e.max Ceram gealtert	-,20186	2,41771	,934	-5,0142	4,6105
	e.max Zirpress gealtert	-3,51133	2,37566	,143	-8,2400	1,2173
	Sinterverbund gealtert	-7,89150*	2,51977	,002	-12,9070	-2,8760
e.max Zirpress	e.max Ceram	6,42186*	2,41771	,010	1,6095	11,2342
	Sinterverbund	-,34414	2,41771	,887	-5,1565	4,4682
	e.max Ceram gealtert	6,22000*	2,45905	,013	1,3254	11,1146
	e.max Zirpress gealtert	2,91052	2,41771	,232	-1,9018	7,7229
	Sinterverbund gealtert	-1,46964	2,55946	,567	-6,5641	3,6248
Sinterverbund	e.max Ceram	6,76600*	2,37566	,006	2,0374	11,4946
	e.max Zirpress	-,34414	2,41771	,887	-4,4682	5,1565
	e.max Ceram gealtert	6,56414*	2,41771	,008	1,7518	11,3765
	e.max Zirpress gealtert	3,25467	2,37566	,175	-1,4740	7,9833
	Sinterverbund gealtert	-1,12550	2,51977	,656	-6,1410	3,8900
e.max Ceram gealtert	e.max Ceram	-,20186	2,41771	,934	-4,6105	5,0142
	e.max Zirpress	-6,22000*	2,45905	,013	-11,1146	-1,3254
	Sinterverbund	-6,56414*	2,41771	,008	-11,3765	-1,7518
	e.max Zirpress gealtert	-3,30948	2,41771	,175	-8,1218	1,5029
	Sinterverbund gealtert	-7,68964*	2,55946	,004	-12,7841	-2,5952
e.max Zirpress gealtert	e.max Ceram	3,51133	2,37566	,143	-1,2173	8,2400
	e.max Zirpress	-2,91052	2,41771	,232	-7,7229	1,9018
	Sinterverbund	-3,25467	2,37566	,175	-7,9833	1,4740
	e.max Ceram gealtert	3,30948	2,41771	,175	-1,5029	8,1218
	Sinterverbund gealtert	-4,38017	2,51977	,086	-9,3956	,6353
Sinterverbund gealtert	e.max Ceram	7,89150*	2,51977	,002	2,8760	12,9070
	e.max Zirpress	1,46964	2,55946	,567	-3,6248	6,5641
	Sinterverbund	1,12550	2,51977	,656	-3,8900	6,1410
	e.max Ceram gealtert	7,68964*	2,55946	,004	2,5952	12,7841
	e.max Zirpress gealtert	4,38017	2,51977	,086	-,6353	9,3956

*. Die Differenz der Mittelwerte ist auf dem Niveau .05 signifikant.

Abb. 29 Mehrfachvergleiche nach LSD-Post-Hoc

Im LSD-Post-Hoc Test (Abb. 29) wurden alle Gruppen miteinander verglichen und auf ihre signifikanten Unterschiede hin bewertet. Das Signifikanzniveau wurde auf 0,05 gesetzt.

Als erstes wurden die geschichteten Verblendungen (IPS e.max Ceram) mit den gepressten (IPS e.max Zirpress) und aufgesinterten (Sinterverbund) Verblendungen verglichen. Hier zeigte sich ein deutlich signifikanter Unterschied. Das gleiche Ergebnis ergab der Vergleich der jeweiligen gealterten Probenreihen zueinander.

Der Vergleich der gepressten Proben mit den aufgesinterten Proben zeigte weder bei den nicht gealterten noch bei den künstlich gealterten Proben einen signifikanten Unterschied.

Abschließend konnte keine signifikante Veränderung der Haftwerte durch die künstliche Alterung mittels Thermocycling beobachtet werden.

4.8. Auswertung der REM Bilder

Die Auswertung der bis zu 1000x vergrößerten Aufnahmen zeigte die Verbundschicht zwischen der Verblendkeramik und dem Zirkonoxidgerüst. Bei den Verblendungen mit IPS e.max Ceram sowie mit IPS e.max Zirpress konnten Abplatzungen innerhalb der Verblendung gefunden werden; es zeigten sich aber auch Bereiche, bei denen die Verblendungen mitsamt dem Liner komplett vom Zirkonoxidgerüst abgesichert waren.

Bei den Sinterverbund-Proben konnte stets eine Totalabscherung mit zum Teil geringen Resten der Konnektormasse auf dem Zirkonoxidgerüst beobachtet werden.

Zirkonoxid und die Lithiumdisilikat-Glaskeramik (IPS e.max CAD) sind sehr homogene Werkstoffe, in denen keine Einschlüsse zu finden waren. Die Schichtkeramik und auch die Presskeramik hatten einige Gaseinschlüsse, die aber nicht in Beziehung mit der Bruchkante gebracht werden konnten.

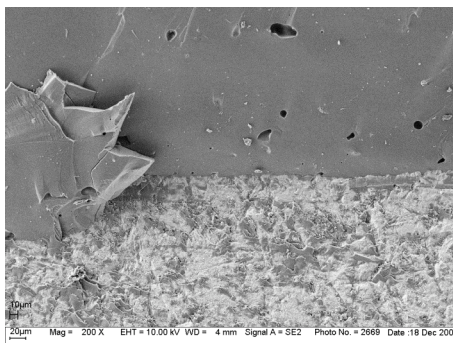


Abb. 30 *IPS e.max Ceram-Bruchfläche*

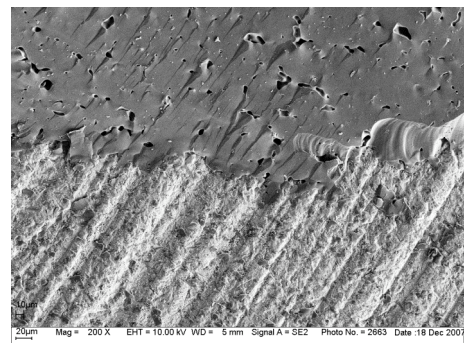


Abb. 31 *IPS e.max Ceram-Bruchfläche
poröse Schichtkeramik auf Zirkonoxid
(Schleifspuren)*

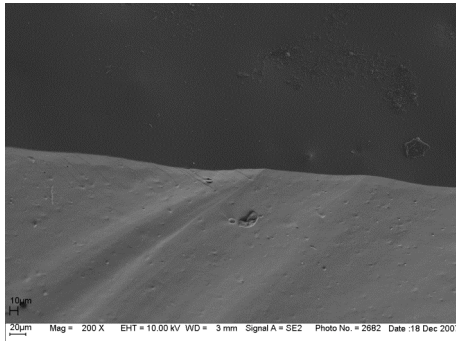


Abb. 33 *IPS e.max Zirpress-Bruch innerhalb der Keramik*

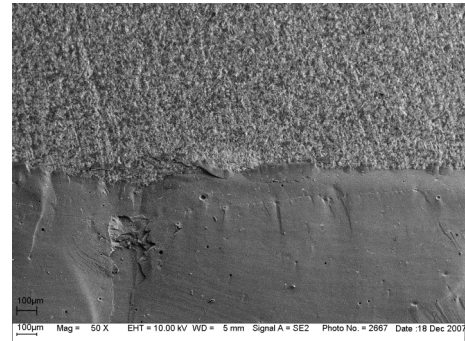


Abb. 32 *IPS e.max Zirpress-Bruchfläche Zirkonoxid/Keramik*

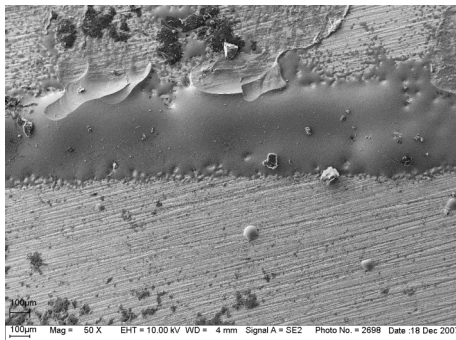


Abb. 34 *Sinterverbund-Reste der Konnektormasse*

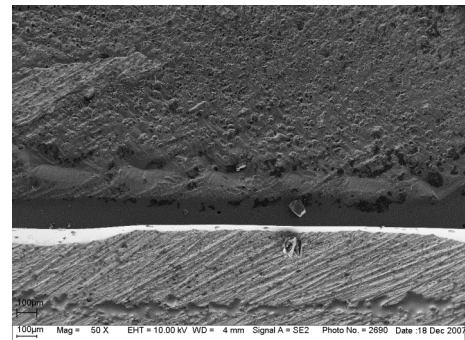


Abb. 35 *Sinterverbund-Konnektormasse/Zirkonoxid*

5. Diskussion

5.1. Zirkonoxid

Die enormen Kaukräfte im Seitenzahnbereich verlangen nach einer stabilen Gerüststruktur, welche bisher nur mit Metalllegierungen erreicht werden konnte. Zirkonoxid scheint diese Festigkeitswerte zum Teil sogar zu übertreffen, wodurch sich diese Keramik sogar als Ersatzmaterial für den Indikationsbereich der VMK-Technik eignet [31].

Hinzu kommen die hervorragende Biokompatibilität [75, 55, 83], die gute Mundbeständigkeit [44, 55, 75] sowie die geringe Plaqueanlagerung [58].

Im ästhetischen Bereich sind Zirkonoxidgerüste auf Grund ihrer zahnähnlichen Farbe den Metallgerüsten überlegen. Durch geeignete Verblendkeramiken und das Einfärben des Zirkonoxidgerüstes kann eine individuelle und natürliche Ästhetik erreicht werden [42]. Schwarze Kronenränder wie bei VMK-Kronen existieren nicht, wodurch sich speziell im Frontzahnbereich ästhetisch hervorragende Ergebnisse erzielen lassen. Transparenz, Transluzenz, Farbe und die „Lebendigkeit“ des Zahnes können nahezu naturidentisch imitiert werden.

Die schwierige Bearbeitung von Zirkonoxid ist mit der modernen CAD/CAM-Technologie relativ einfach geworden und befindet sich in einer ständigen Verbesserung und Weiterentwicklung. Insbesondere die Grünbearbeitung mit nachfolgender Sinterung erfordert eine hohe Rechenleistung bedingt durch die virtuelle Vergrößerung der geplanten Restauration im Vorhinein. Mit den heutigen Systemen sind diese Probleme jedoch in den Hintergrund getreten [64]. Die standardisierte, gleich bleibende hohe Qualität der Rohlinge, die hervorragende Passgenauigkeit [5, 60, 8], sowie die immer günstigeren Herstellungskosten in den Fräszentren werden möglicherweise die VMK-Technik in Zukunft verdrängen.

5.2. In-vitro-Untersuchung

Für Materialtests werden in der Zahnheilkunde häufig In-vitro-Untersuchungen durchgeführt. Die Resultate der Untersuchungen sollten reproduzierbar und untereinander vergleichbar sein. Ein exakter Vergleich ist jedoch meist nicht möglich, da sich die verschiedenen Untersuchungen in ihrem jeweiligen Aufbau häufig unterscheiden.

Nur unter der Prämisse, dass die Versuche unter möglichst kliniknahen Bedingungen ablaufen, können die gewonnenen Ergebnisse auf die klinische Situation übertragen werden. Dennoch muss beachtet werden, dass jede In-vitro-Untersuchung nur eine Annäherung an die wahren klinischen Gegebenheiten ist, weshalb stets eine kritische Betrachtung erfolgen muss.

5.3. Material und Methode

In der vorliegenden Arbeit wurde der Haftverbund von Keramikverblendungen auf Zirkonoxid getestet. Der gesamte Versuchsaufbau sollte ausschließlich Scherkräfte simulieren, dabei mögliche Druck- oder Biegebelastungen minimieren, um die reine Haftung beurteilen zu können.

Hierzu wurden dicht gesinterte Zirkonoxidplättchen mit drei verschiedenen Verfahren verblendet und anschließend im standardisierten Abscherversuch nach Schmitz-Schulmeyer getestet.

Grundsätzlich kann auch mit Biegetests die Haftung bestimmt werden. Allerdings überlagern sich hierbei die zu untersuchenden Scherkräfte mit den materialspezifischen Biegefestigkeiten der Gerüste, was im direkten Vergleich zum reinen Abscherversuch deutlich höhere Haftwerte liefert.

5.3.1. Zirkonoxidplättchen

Die vom Hersteller vorgesinterten Rohlinge (IPS e.max ZirCAD) sind durch die industrielle Herstellung sehr feinkörnig und homogen und lassen sich einfach und zeitsparend bearbeiten. Es wurden ca. 3mm dicke Scheiben abgeschnitten. Wichtig sind gute Wasserkühlung und ein geringer Anpressdruck, um Mikroschäden zu vermeiden. Das Accutom-2 (Struers/Willich) wurde auf einen Vorschub von 1 mm/min eingestellt. Anschließend erfolgte das Sintern im Nabertherm-Sinterofen nach den Vorgaben des Herstellers, wodurch sich eine Schrumpfung von ca. 30% und sehr homogene dicht gesinterte ca. 2mm dicke Plättchen ergeben. Die Dicke der Zirkonoxidplättchen variierte um bis zu 25%, was jedoch für diese Untersuchung unerheblich war, da nur der Haftverbund auf dem Zirkonoxid getestet wurde, und nicht die Bruchfestigkeit des Zirkonoxidplättchens. Allerdings könnte ein zu dünnes Plättchen Biegemomente übertragen und so zu einer verfrühten Fraktur der Verblendung führen. Aus diesem Grund wurde darauf geachtet, dass die Mindestdicke der dicht gesinterten Zirkonoxidplättchen bei 1,8mm lag, dünnere Plättchen wurden aussortiert und neu angefertigt.

Das anschließende Abstrahlen des Zirkonoxids mit AlO_2 (125 μm) ist als kritisch zu betrachten und noch nicht geklärt, ob hierdurch eine Schwächung des Zirkonoxids verursacht wird. Es scheint jedoch wenig relevant zu sein, da Gerüstfrakturen generell selten zu beobachten sind. Durch das Abstrahlen entsteht eine sehr homogene, leicht raue Oberfläche [37]. Die Aufrauung bewirkt eine Vergrößerung der Oberfläche wodurch ein besserer Haftverbund zu erwarten ist. In dieser Studie wurde die Möglichkeit des verbesserten Haftverbundes durch Abstrahlen höher bewertet als die genannten Nachteile.

5.3.2. Verblendung mit geschichteter Keramik

Auf die nun vorbereiteten Proben wurde eine dünne Linerschicht aufgetragen. Der Liner erfüllt einerseits die Opakerfunktion analog zur Metallkeramik-Technik, andererseits

soll der Haftverbund verbessert werden [23]. Da Zirkonoxid zahnfarben ist, scheint die Funktion eines Opakers überflüssig. Ob durch den Liner tatsächlich eine Verbesserung des Haftverbundes erreicht wird, ist Gegenstand derzeitiger Diskussionen. Dies liegt in der atomaren Haftverbundstruktur durch Wasserstoffbrückenbindungen [60], welche die Verblendkeramik aber auch selbst ausbilden kann, und somit kein Vorteil gegenüber der Verbundstruktur zwischen Zirkonoxid und Liner besteht. Dennoch wurde in dieser Untersuchung den Angaben des Herstellers Folge geleistet und ein Linerbrand durchgeführt.

Das Anmischen und Auftragen der IPS e.max Ceram Verblendung erfolgte nach der Schlickertechnik. Durch Vibration und Flüssigkeitsentzug kann die Keramik verdichtet werden, und eine optimale Benetzung mit dem Gerüst erreicht werden. Je besser der Kontakt der Verblendung zum Gerüst, umso stabiler ist der Haftverbund [72]. Die Wärmeausdehnungskoeffizienten von Gerüst- und Verblendkeramik müssen aufeinander abgestimmt sein, da es sonst während der Abkühlphase zu inneren Spannungen kommen kann und Abplatzungen der Verblendung entstehen können. Die Dentinmassen wurden zweimal aufgetragen und gebrannt, wodurch eine ca. 2mm dicke Verblendschicht entstand. Für den Abscherstempel musste eine absolut plane Fläche der Verblendkeramik hergestellt werden, was sich im Schlickerverfahren als äußerst schwierig herausstellte. Deshalb wurde die zum Teil ungleichmäßige Abscherkante nach dem Brand mit einer Turbine und einem Rotringdiamanten unter Wasserkühlung geglättet. Das Umlaufen der Kanten der Zirkonoxidplättchen war teilweise nicht zu vermeiden, was auch hier eine Nachbearbeitung erforderte. Sämtliche Überstände mussten entfernt werden, da nur eine einflächige Verbundschicht getestet werden sollte, und Überstände oder Umlaufungen einerseits die Größe der Fläche ändern und andererseits die Flächenhaftung durch z.B. Aufschumpfkkräfte verändern. Durch die Bearbeitung der Keramik mit einem Diamantfinierer entstehen wiederum Mikrodefekte und Porositäten, welche aber durch einen abschließenden Glanzbrand weitestgehend beseitigt werden können. Die Verblendung zeigte an der Oberfläche eine glatte und glänzende Struktur.

5.3.3. Verblendung mit gepresster Keramik

Bei der Überpresstechnik wurden die Zirkonoxidplättchen zunächst ebenfalls mit einem Linerbrand versehen. Anschließend erfolgte die Modellation der Verblendung in Wachs. Durch Einbettung, Ausbrennen und anschließendes Einpressen der flüssigen Keramik konnte die ca. 2mm dicke Verblendschicht angefertigt werden. Beim Abtrennen der Gusskanäle muss ebenso wie beim Beschleifen von Keramik stets auf eine gute Wasserkühlung und einen möglichst geringen Anpressdruck geachtet werden, da sonst Mikrodefekte entstehen können, die möglicherweise auch zu einer verminderten Haftung führen. Überstände oder Umlaufungen wie in der Schichttechnik gab es deutlich weniger, was die Nachbearbeitung wesentlich vereinfachte. Um sich möglichst nahe an die klinische Anwendung zu halten, wurde aber auch hier abschließend ein Glanzbrand durchgeführt.

Die Festigkeitswerte von Lithiumdisilikat-Glaskeramik erreichen höhere Werte als Feldspatkeramiken. Inwiefern davon allerdings der Haftverbund betroffen ist, wird im Kapitel 5.4 diskutiert.

5.3.4. Verblendung durch Sinterverbund

Bei der Herstellung dieser Probenreihe wurden einerseits Zirkonoxidplättchen, andererseits Glaskeramikplättchen angefertigt, um sie anschließend im Sinterverbundprozess miteinander zu verbinden. Die Zirkonoxidplättchen wurden analog zu den vorherigen Probenreihen angefertigt und genauso vorbehandelt. Zusätzlich wurden mit dem Accutom-2 ca. 2mm dicke Glaskeramikplättchen von den IPS e.max CAD Rohblöcken abgeschnitten. Diese vorgesinterte Lithiumdisilikat-Glaskeramik ist wesentlich härter als die Zirkonoxid-Rohlinge, weshalb auf eine gute Wasserkühlung und einen geringen Vorschub von maximal 1mm/min zu achten war.

Die Glaskeramikplättchen sind ca. 1mm breiter und länger als die Zirkonoxidplättchen. Da nur der einflächige Haftverbund getestet werden sollte, wurden die etwas größeren Glaskeramikplättchen direkt auf die Zirkonoxidplättchen aufgesintert, sämtliche

Überstände belassen und auf eine weitere Bearbeitung der Plättchen verzichtet. Dies hat den Vorteil, eventuelle Schädigungen der Glaskeramikverblendung durch Schleifprozesse zu verhindern.

Das Verschmelzen der vorgefertigten Verblendung mit dem Zirkonoxidrohling ist als kritischer Teil zu sehen. Die niedrigschmelzende Konnektormasse muss gleichmäßig in einer dünnen Schicht aufgetragen und die Teile korrekt mit geringem Anpressdruck aufeinander platziert werden. Eine zu dickflüssige Konsistenz der Konnektormasse ist zu vermeiden, da hierdurch die korrekte Platzierung erschwert wird und möglicherweise Hohlräume in der Verbinderschicht entstehen können. Eine zu dünnflüssige Konnektormasse erschwert die Platzierung ebenfalls, da die beiden Teile gegeneinander schwimmen können und möglicherweise ein schlechterer Haftverbund resultiert. Die Qualität der angemischten Konnektormasse ist vom Geschick des Anwenders abhängig und sicherlich einer der störepfindlichsten Prozesse des Sinterverbundverfahrens.

5.4. Ergebnisse

Um die gewonnenen Haftwerte der Proben miteinander vergleichen zu können, ist eine statistische Auswertung mit Beurteilung der signifikanten Unterschiede nötig. Hierfür wird im medizinischen Bereich vor allem das Statistikprogramm SPSS verwendet. Die Erstellung eines Boxplot-Diagramms erlaubt die übersichtliche Darstellung und den Vergleich der Probenreihen miteinander. Gleichzeitig sind die Streubreite der Probenreihen, die Mittelwerte, die Maximal- und Minimalwerte sowie die Ausreißer zu beurteilen. Des Weiteren können Signifikanztests angewendet werden, um eine Aussage bezüglich der signifikanten Unterschiede zwischen den Probenreihen zu treffen. In dieser Arbeit wurde der Test nach LSD-Post-Hoc verwendet, welcher sämtliche Probenreihen untereinander in allen Richtungen vergleicht. Als Signifikanzniveau wurde 0,05 gewählt.

Zunächst fällt auf, dass die Keramikschichttechnik (mit IPS e.max Ceram) insgesamt die geringsten Haftwerte, bei gleichzeitig geringster Streubreite aufzeigt. Als Ursache hierfür ist das Versagen der Verblendkeramikstruktur zu sehen, und nicht der

Haftverbund selbst. Totalabscherungen waren kaum zu finden, sondern meist größere, seltener kleinere Frakturen innerhalb der Verblendschicht (so genanntes Chipping). Dieses typische Verhalten von geschichteten Feldspatkeramiken ist aus der Metallkeramik-Technik bekannt und liegt vermutlich in Porositäten oder Mikrorissen innerhalb der Verblendung begründet, welche während des Brennvorgangs entstehen und Ausgangspunkt für Frakturen darstellen [35, 36]. In den REM-Bildern kann beobachtet werden, dass diese Mikrodefekte an den unterschiedlichsten Stellen und Ebenen in der Keramiksicht und nicht zwangsläufig an der Verbundschicht zwischen Gerüst und Verblendung entstehen.

Obige Ergebnisse und Betrachtungen lassen vermuten, dass der Verbund zwischen Verblendung und Zirkonoxidgerüst eine höhere Stabilität aufweist als die Verblendkeramik selbst besitzt.

Diese These wird dadurch unterstützt, dass die gepressten Verblendungen (IPS e.max Zirpress) signifikant höhere Haftwerte zeigen, obwohl die Verbundschicht zwischen Pressverblendung und Zirkonoxidgerüst mit demselben Liner (Zirliner) angefertigt wurde. Frakturen innerhalb der Verblendung traten deutlich weniger auf, was für eine höhere Stabilität der Presskeramik spricht.

Den stabilsten Verbund hat das neuartige Sinterverbundverfahren ergeben, bei dem es ausschließlich zu Totalabscherungen kam. Die vorgesinterte Lithiumdisilikat-Glaskeramik (IPS e.max CAD) ist durch die industrielle Herstellung sehr homogen und dicht und erreicht dadurch eine sehr hohe Stabilität [24]. Allerdings ist in dieser Probenreihe auch die Streubreite am höchsten. Ursache hierfür liegt möglicherweise im Anmischen und Auftragen der Konnektormasse. Es wäre denkbar, dass Hohlräume entstehen, die eine geringere Verbundfläche verursachen, was gleichzeitig auch eine geringere Haftung zur Folge hat. Eine zu dickflüssig angemischte Konnektormasse behindert das passgenaue Positionieren der einzelnen Elemente und verursacht eine sehr dicke Konnektorschicht. Auch dies könnte Einfluss auf den Haftverbund haben. Die ideale Dicke der Konnektorschicht ist noch unklar. Dennoch muss beachtet werden, dass trotz dieser Streuungen und möglichen Fehlerkomponenten der Haftverbund besser

ist, als in der bisher anerkannten Schichttechnik. Die geringsten Haftwerte im Sinterverbundverfahren liegen immer noch über denen der Schichttechnik.

Der Vergleich der Haftkräfte mit Werten aus der Literatur zeigt, dass das gewählte Testverfahren geringere Werte liefert. So konnte *Aboushelib et.al.* [2] im Biegeversuch zwischen 15 MPa und 26 MPa für das Schichtverfahren ermitteln. *Guess et.al.* [18] erreichte mit Hilfe des Schulmeyer-Abscherversuchs 12,5 MPa (Vita In-Ceram YZ Cubes / Vita VM9) und 11,5 MPa (DC-Zirkon / IPS e.max Ceram) und bestätigen die hier gewonnenen Werte.

Bei allen Probenreihen konnte festgestellt werden, dass eine künstliche Alterung mittels Thermocycling keinen signifikanten Einfluss auf den Haftverbund hat. Das gleiche Ergebnis zeigen Studien zur Belastbarkeit von Zirkonoxidgerüstkronen nach thermischen Belastungen [7].

5.5. Schlussfolgerungen für die Praxis

Zirkonoxid hat in den letzten Jahren zunehmend an Popularität gewonnen, wobei sich die Frage ergibt, ob der Haftverbund zwischen Verblendung und Gerüst für die klinische Anwendung ausreichend ist. Zahlreiche Studien zeigen, dass dieser Verbund ähnlich gut wie in der Metallkeramik-Technik ist [32]. Die Schwachstelle bei Zirkon-Verblendkronen liegt im Bereich der Verblendung [2]. Die in dieser Untersuchung getesteten Materialien zeigen, dass der Haftverbund gute Werte erreicht, wenngleich auch dieser nicht alleine für den Erfolg einer Vollkeramikrestauration verantwortlich ist. Das Abplatzen von Verblendmaterial muss nicht zwangsläufig durch einen schlechten Haftverbund selbst verursacht sein. So hat sich in dieser Untersuchung gezeigt, dass vor allem bei der Schichttechnik Frakturen innerhalb der Verblendkeramik häufiger entstehen als Totalabscherungen, die möglicherweise die Grenze des Haftverbundes darstellen. Deshalb wird für die klinische Anwendung empfohlen, Verblendungen in einer gleichmäßigen Schichtstärke herzustellen, was durch die Konstruktion eines höckerunterstützten Gerüsts erreicht werden kann [8, 81, 53, 33]. In der Literatur wird beschrieben, dass die Verbundfestigkeit zwischen Zirkonoxidgerüst und keramischer

Verblendmasse ausreichend hoch ist [39, 72, 81], was auch in dieser Untersuchung bestätigt werden kann. Des Weiteren zeigte sich, dass das Überpressverfahren (IPS e.max Zirpress) und das Sinterverbundverfahren die Werte der Schichttechnik im Hinblick auf die reine Verbundfestigkeit deutlich übertreffen.

Alle drei Verfahren zur Herstellung von keramischen Verblendungen auf Zirkonoxidgerüsten scheinen für den Praxiseinsatz tauglich.

6. Zusammenfassung

Das Ziel dieser Studie war es, den Haftverbund von Verblendkeramiken auf Y-TZP Zirkonoxid unter Berücksichtigung verschiedener Verblendverfahren zu testen. Hierzu wurden auf den gesinterten Zirkonoxid-Rohlingen (IPS e.max ZirCAD) in drei unterschiedlichen Verfahren insgesamt 90 Keramikverblendungen hergestellt und im Schmitz-Schulmeyer-Abscherversuch deren Haftkraft ermittelt. Die Hälfte aller Proben wurde zuvor mittels Thermocycling (100.000 Zyklen) einer künstlichen Alterung unterzogen.

Als Verblendverfahren kamen die Keramik-Schichttechnik (IPS e.max Ceram), die Presstechnik (IPS e.max Zirpress) sowie der direkte Sinterverbund zum Einsatz.

Die Keramik-Schichttechnik (IPS e.max Ceram) erreichte dabei die geringsten Haftwerte (7,44 MPa), die Presstechnik (IPS e.max Zirpress) sowie der direkte Sinterverbund konnten deutlich bessere Werte erreichen (13,27 MPa und 11,56 MPa). Insbesondere das neuartige Verfahren des direkten Sinterverbundes konnte mit den besten Werten (15,69 MPa nach Alterung) überzeugen, wenngleich auch hier die Streubreite am höchsten war. Des Weiteren konnte festgestellt werden, dass eine künstliche Alterung mittels Thermocycling keinen signifikanten Einfluss auf den Haftverbund der Verblendungen hat.

Die Werte für den Haftverbund variieren in der Literatur, bedingt durch die unterschiedlichen Testverfahren. Schmitz-Schulmeyer-Tests erreichen geringere Werte als Biegetests [18], was sich auch in dieser Studie gezeigt hat.

Da meist eine Mischform von adhäsivem und kohäsivem Versagen des Verbundes auftrat, scheint das Verblendmaterial schwächer zu sein als der Verbund selbst. In der Sinterverbundtechnologie war größtenteils rein adhäsives Versagen zu beobachten, was zu dem Schluss führt, dass die gewonnenen Haftwerte dem tatsächlichen Haftverbund näher kommen.

Gleichzeitig lieferte die Sinterverbundtechnologie die höchsten Haftwerte und scheint ein Verfahren zu sein, das zu mechanisch stabileren Restaurationen führt. Um das Problem der Verblendhaftung genauer zu erfassen, sind noch weitere Studien notwendig.

7. Materialliste

- *Palavit G, Kunststoffpolymerisat, Heraeus Kulzer, Hanau*
- *Paladur, Kunststoffpolymerisat, Heraeus Kulzer, Hanau*
- *Optosil, Silikonabformmasse, Heraeus Kulzer, Hanau*
- *Alkohol 80%*
- *Destilliertes Wasser, Aqua dest., Obi-Baumarkt*
- *Sekundenkleber, Henkel, Düsseldorf*
- *GC Fujirock, Superhartgips, GC-Europe, Leuven, B*
- *IPS e.max ZirCAD, Zirkonoxid Gerüstkeramik, Ivoclar Vivadent, Schaan FL*
- *IPS e.max Ceram, Verblendkeramik, Ivoclar Vivadent, Schaan FL*
- *IPS e.max Zirpress, Verblendkeramik, Ivoclar Vivadent, Schaan FL*
- *IPS e.max CAD, Verblendkeramik, Ivoclar Vivadent, Schaan FL*
- *IPS bridge on Cad, Konnektormasse, Ivoclar Vivadent, Schaan FL*
- *IPS e.max Press Invex Liquid, Reinigungsflüssigkeit, Ivoclar Vivadent Schaan FL*
- *IPS e.max Pressvest, Einbettmasse, Ivoclar Vivadent Schaan FL*
- *EP500, Pressofen, Ivoclar Vivadent, Schaan FL*
- *Accutom-2, Trenngerät, Struers, Ballerup DK,*
- *Nabertherm, Sinterofen, Nabertherm GmbH, Lilienthal*
- *Vacumat 40, Keramikbrennofen, Vita, Bad Säckingen*
- *Z1445, Universalprüfmaschine, Zwick, Ulm*
- *SPSS Version 15.0, Statistiksoftware, SPSS Inc., Chicago*
- *Supra 55 VG, Rasterelektronenmikroskop, Carl Zeiss GmbH, Oberkochen*
- *SCD030, Sputteranlage, BAL-TEC GmbH, Witten*

8. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Dr. h.c. Wolfgang Gernet, Direktor der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der LMU München für die Bereitstellung der Dissertationsarbeit und Nutzungsmöglichkeit der Einrichtungen der Poliklinik.

Für die wissenschaftliche und freundschaftliche Beratung möchte ich mich ganz herzlich bei Oberarzt Herr Dr. Florian Beuer bedanken.

Herrn Dr. Dipl. Ing. K. Erdelt danke ich für die technische Unterstützung v.a. in die Einweisung in der Handhabung der Universalprüfmaschine sowie der Einweisung in das Statistikprogramm SPSS.

Frau E. Köbele aus der Abteilung für Zahnerhaltung gilt mein Dank für die Einweisung in der Handhabung des Rasterelektronenmikroskops.

Weiterhin gilt mein Dank Zahntechnikermeistern J. Schweiger und M. Eichberger, die mich über weite Strecken mit Rat und Tat bestens unterstützt haben.

Herrn Dr. Völkl von der Firma Ivoclar Vivadent gilt mein besonderer Dank für die Bereitstellung der benötigten keramischen Materialien und die stets schnelle und gute technische Beratung.

Frau Maria-Theresa Baracetti gilt mein besonderer Dank für die Korrekturlesung dieser Arbeit.

Doch meine größte Dankbarkeit möchte ich hiermit meinen Eltern aussprechen, die mich während der Anfertigung dieser Arbeit immer wieder motiviert und vorangetrieben haben. Danke für Eure Rücksichtnahme und unermüdliche Unterstützung.

9. Lebenslauf

Name:	Fischer
Vorname:	Andreas
Geburtsdatum:	01.05.1978
Geburtsort:	München
Familienstand:	ledig
Kinder:	keine
Vater:	Dipl. Ing. Franz Fischer
Mutter:	Gerlinde Fischer

Schul Ausbildung:

1984-1990	Grundschule Schäftlarn
1990-1991	Hauptschule Pullach
1991-1998	Gymnasium Icking

Studium:

2001-2006	Studium der Zahnmedizin An der LMU München
-----------	--

Berufstätigkeit:

Seit Oktober 2006	Assistenzarzt in der Gemeinschaftspraxis Dr. Brigitte und Dr. Christoph Schmidtner, Gilching
-------------------	--

10. Literaturverzeichnis

- [1] *Arbeitsgemeinschaft Zahngesundheit*. www.agz-rnk.de, 2007.
- [2] M.N. Aboushelib. *G.J. Kleverlaan, A.J. Feilzer: Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: zirconia veneering ceramics*. Dent Materials 22, 857-863, 2006.
- [3] K.J. Anusavice. *B. Hojjatie: Tensile stress in glass-ceramic crowns: effect of flaws and cement voids*. Int J Prosthodont 5, 351-358, 1992.
- [4] A. Balzer. *V. Kaufmann: Die Belastbarkeit von Vita In-Ceram*. Quintessenz Zahntech 29, 1318-1342, 2003.
- [5] F. Beuer. *Zirkonoxid - Ein Werkstoff für jede zahnärztliche Praxis?* BZB Juli - August, 39-41, 2003.
- [6] F. Beuer. *J. Schweiger, M. Eichberger: Sinterverbundkronen und -brücken: Neue Wege zur Herstellung von computergefertigtem Zahnersatz*. digital dental news 1, 14-21, 2007.
- [7] F. Beuer. *C. Pohl, K.J. Erdelt, J. Schweiger, M. Eichberger, W. Gernet: Die mechanische Belastbarkeit von Zirkoniumoxid-Gerüstkronen nach thermischer Belastung in Abhängigkeit vom Verblendmaterial*. Dtsch Zahnärztl Z 61, 546-550, 2006.
- [8] F. Beuer. *K. Fick, K.J. Erdelt, W. Gernet: Marginale und innere Passung von CAM - gefrästen Zirkoniumoxid - Einzelkronengerüsten bei unterschiedlichen Präparationswinkeln*. Dtsch Zahnärztl Z 58, 517-521, 2003.
- [9] F. Beuer. *Zirkonoxid - Ein Behandlungsleitfaden*. www.ag-keramik.de, 2007.
- [10] K.W. Bieniek. *H. Spiekermann: Innovative, vollkeramische Kronen- und Brückensysteme - Eine kritische Bewertung*. Quintessenz 44, 1993.

- [11] A. Bindl. *W. Mörmann: An up to 5 year clinical evaluation of posterior In - Ceram CAD / CAM core crowns.* Int J Prothodont 15, 451-456, 2002.
- [12] brevier. *technische Keramik.* www.Keramverband.de/brevier Verband der Keramischen Industrie e.V. - Informationszentrum Technische Keramik -, 2007.
- [13] P. A. Brunton. *P. Smith, J.F. McCord, N.H.F. Wilson: Procera all - ceramic crowns: A new approach to an old problem.* Br Dent J 186, 430-434, 1999.
- [14] D. Edelhoff. *D. Reusch, U. Volz: Vollkeramik 2005 - Ein Rückblick.* Dental Magazin, 14-26, 2005.
- [15] K. Eichner. *H.F. Kappert: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.* 326-372, 1996.
- [16] F. Filser. *H. Lüthy, P. Kocher, P. Schärer, L.J. Gauckler: Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich.* Quintessenz Zahntech 28, 48-60, 2002.
- [17] J. Geiss-Gerstorfer. *P. Kanjantra: Zum Einfluß der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS-Empress und IN-Ceram.* Dtsch Zahnärztl Z 47, 618-621, 1992.
- [18] P.C. Guess. *A. Kulis, S. Witkowsky, M. Wolkewitz, Y. Zhang, J.R. Strub: Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling.* Dent Materials 24, 1556-1567, 2008.
- [19] I.A. Hammad. *Y.F. Talic: Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature.* J Prosthet Dent, 602-608, 1996.
- [20] Herstellerinformation. *Lava - System - CAD/CAM System für vollkeramische Restaurationen.* 2007.

- [21] Herstellerinformation. *Ivolar Vivadent; Verarbeitungsanleitung IPS e.max Zirpress*. 2007.
- [22] Herstellerinformation. *Cerec - InLab*. Sirona Dental Systems, 2004.
- [23] Herstellerinformation. *Ivoclar Vivadent; Verarbeitungsanleitung IPS e.max Ceram*. 2007.
- [24] Herstellerinformation. *Ivoclar Vivadent; Verarbeitungsanleitung IPS e.max CAD*. 2007.
- [25] Herstellerinformation. *etcon - Zentrum für CAD / CAM Technologie*. 2007.
- [26] R. Hickel. *Keramikinlays und Veneers*. K.H. Kunzelmann: Hanser Verlag, München, 1997.
- [27] A. Hohmann. *W. Hielscher: Lehrbuch der Zahntechnik Bd 3*. Quintessenz Verlag Berlin Chicago London Sao Paulo Tokio, 372-417, 2003.
- [28] S. Holzner. *Perfektion schaffen*. ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 34, 2001.
- [29] A. Hüls. U. Wenzel, S. Kerl: *Metallfreier Zahnersatz aus Infiltrationskeramik*. Quintessenz Zahntech 22, 565-582, 1996.
- [30] H.F. Kappert. H. Knöde, R. Schultheiss: *Festigkeitsverhalten der In-Ceram Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel*. Dtsch Zahnärztl Z 46, 129, 1991.
- [31] H.F. Kappert. M. Krah: *Keramiken - Eine Übersicht*. Quintessenz Zahntech, 6, 27, 668-704, 2001.
- [32] M. Kern. P. Schubinsky: *Frakturquote unter der Scheidungsrate*. www.ag-keramik.de, 2004.

- [33] M. Kern. *Vollkeramik und CAD / CAM präsentieren Neuheiten*. DZW Spezial, 11-13, 2007.
- [34] M. Kern. *L. Pröbster Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen*. dental-praxis 14, 269-276, 2002.
- [35] T. Kerschbaum. *Metallkeramik - ein halbes Jahrhundert im Dienste der Patienten*. ZM 96, 44-50, 2006.
- [36] T. Kerschbaum. *Überlebensraten von VMK Brücken*. ZM 21, 1998.
- [37] T. Kosmac. *C. Oblak, P. Jevnicar, Funduk, L. Marion: The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of YTP – zirconia ceramic*. Dental Materials 15, 426-433, 1999.
- [38] R. Luthard. *Aktueller Stand der CAD/CAM - Technologie für Zahnrestaurationen*. www.ag-keramik.de, 2003.
- [39] R. Luthard. *V. Herold, O. Sandkuhl, B. Reitz, J.P. Knaak, E. Lenz: Kronen aus Hochleistungskeramik*. Dtsch Zahnärztl Z 53, 280 - 285, 1998.
- [40] R. Luthard. *H. Rudolph, O. Sandkuhl, M. Walter: Aktuelle CAD / CAM – Systeme zur Herstellung von keramischen Zahnersatz*. ZWR 110, 747-754, 797-802, 2001.
- [41] R. Luthard. *R. Musli: CAD/CAM - gefertigte Kronengerüste aus Zirkondioxid - Keramik*. Dtsch Zahnärztl Z 52, 380, 1997.
- [42] J. Manhardt. *Vollkeramische Restaurationen - Vom Veneer bis zur Seitenzahnbrücke*. BZB 04, 52-54, 2004.
- [43] R. Marx. *Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen – Verstärkung und Bruchzähigkeit*. Dtsch Zahnärztl Z 48, 229-236, 1993.
- [44] R. Marxkors. *M. Meiners: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*. 157-170, 1993.

- [45] G. Massimiliano. *A. Mohammad, M.V. Swain, J. Ironside: Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia.* Int J Prosthodont 15, 339-346, 2002.
- [46] A. McDonald. *Preparation guidelines for full and partial coverage ceramic restorations.* Dent update 28, 84-90, 2001.
- [47] A. Mehl. *CAD / CAM - von den Anfängen bis heute.* ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 10-11, 2001.
- [48] A. Mehl. *A. Litzenburger, V. Blanz: Funktionelle CAD-Kauflächenrekonstruktion von Inlays und Onlays mit dem biogenerischen Ansatz.* ästhetische Zahnmedizin 1, 12-18, 2007.
- [49] A. Mehl. *Moderne CAD / CAM Technologien in der Zahnheilkunde.* www.ag-keramik.de, 2006.
- [50] A. Mehl. *Technologische Grundlagen und Klassifizierungen.* ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 6-9, 2001.
- [51] A. Mehl. *A. Litzenburger, V. Blanz, M. Kern: Biogenerisches Zahnmodell – Neue Beschreibung von Kauflächen bzw. Zahnoberflächen.* digital dental news, 21-27, 2007.
- [52] WH. Mörmann. *A. Bindl: Cerec3 - ein Quantensprung bei Computer Restaurationen - Erste klinische Erfahrungen.* Quintessenz 51, 157-171, 2000.
- [53] W.H. Mörmann. *A. Ender, E. Durm, J. Michl, D. Wolf, A. Bindl: Zirkonoxidgerüste bei Kronen und Brücken - aktueller Stand.* Dtsch Zahnärztl Z 62, 141-148, 2007.
- [54] T. Otto. *De. Nisco: Computer aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays.* Int J Prosthodont, 122-128, 2002.

- [55] P. Pospiech. *Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken*. dental-praxis 9/10, 255-257, 2002.
- [56] P. Pospiech. *All Ceramic Crowns: bonding or cementing*. Clinic oral invest, 2002.
- [57] P. Pospiech. *Erste klinische Erfahrungen*. ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 35-39, 2001.
- [58] L. Pröbster. *Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt?* Dtsch Zahnärztl Z 56, 575 - 576, 2001.
- [59] A.J. Raigrodsky. *G.J. Ghiche, N. Potiket: The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxid-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study*. J Prosthet Dent, 237-244, 2006.
- [60] S. Reich. *J. Hofmann: Grünbearbeitung von Zirkondioxid*. dental - labor 52,, 6, 973-979, 2004.
- [61] B. Reiss. *W. Walther: Ereignisanalyse und klinische Langzeitergebnisse mit Cerec - Keramikinlays*. Dtsch Zahnärztl Z 53, 65-68, 1998.
- [62] B. Reiss. *CAD / CAM - Systeme in der Zahnmedizin*. Quintessenz 54, 489-493, 2003.
- [63] S. Rinke. *R. Jenatschke: Neue Perspektiven in der Anwendung vollkeramischer Seitenzahnrestorationen auf Zirkonoxidbasis*. Quintessenz 52, 1151-1159, 2001.
- [64] H. Rudolph. *S. Quaas, R.G. Luthard: CAD / CAM - Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik*. Dtsch Zahnärztl Z 58, 559-569, 2003.
- [65] I. Sailer. *A. Feher, F. Filser: prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow up*. Quintessence Int, 685-693, 2006.

- [66] A. Schmidt. *W. Michael, K. Böning: CAD / CAM / CIM - Systeme in der restaurativen Zahnmedizin.* 1111-1122, 1998.
- [67] K. H. Schmitz. *H. Schulmeyer: Bestimmung der Haftfestigkeit dentaler metallkeramischer Verbundsysteme.* dental - labor 12, 1416-1420, 1975.
- [68] M. Schweiger. *Zirkoniumdioxid - Hochfeste und bruchzähe Strukturkeramik.* ästhetische Zahnmedizin 5, 248-257, 2004.
- [69] J. Schweiger. *F. Beuer, W. Gernet: Cercon Ceram express-die Kombination aus Zirkoniumdioxid und Presskeramik.* Quintessenz Zahntech 31, 224-234, 2005.
- [70] JA. Sorensen. *Das System IPS Empress 2 - Möglichkeiten und Grenzen.* Quintessenz Zahntech 26, 240-254, 2000.
- [71] M. Stephan. *Vita In-Ceram Alumina, Verarbeitungsanleitung.* Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, 2004.
- [72] M. Stephan. *K.G. Nickel: Zum Haftmechanismus beim Verblenden von Dentalkeramik: InCeram Alumina und Vitadur.* Quintessenz Zahntech 24, 47-150, 1998.
- [73] J. R. Strub. *J.C. Türp, S. Witkowski, M.B. Hürzeler, M. Kern: Curriculum Prothetik Band I - III.* Quintessenz Verlag, Berlin, 1999.
- [74] D. Suttor. *Blick in die Werkstoffkunde.* ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis - Spezial 4, 32-33, 2001.
- [75] D. Suttor. *S. Hoescheler, H. Hauptmann, G. Hertlein, K. Bunke: Lava - Das neue System von 3M Espe für vollkeramische Zirkoniumdioxid - Kronen und Brückengerüste.* Quintessenz 52, 805-808, 2001.

- [76] D. Suttor. *H. Hauptmann, S. Hoescheler, G. Hertlein, K. Bunke: Das Lava – System von 3M Espe für vollkeramische Zirkoniumdioxid - Kronen und Brückengerüste.* Quintessenz Zahntech 27, 1018-1026, 2001.
- [77] D. Suttor. *Zur wirtschaftlichen Fertigung vollkeramischer Zirkonoxidrestaurationen: Ob grün, gesintert oder gehippt - Ein Vergleich lohnt sich.* DZW - Die Zahnarztwoche 4, 2002.
- [78] N. Thiel. *Vita In-Ceram Spinell, Verarbeitungsanleitung.* Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, 2002.
- [79] J. Tinschert. *G. Natt, H.S. On, H. Spiekermann: Vollkeramische Brücken - Ein aktueller Überblick zur klinischen Anwendung und Bewährung.* ästhetische Zahnmedizin 3, 32-41, 2006.
- [80] J. Tinschert. *G. Natt, P. Latzke, K. Schulze, N. Heussen, H. Spiekermann: Vollkeramische Brücken aus DC Zirkon - Ein klinisches Konzept mit Erfolg?.* Dtsch Zahnärztl Z 60, 435-444, 2005.
- [81] J. Tinschert. *G. Natt, A. Jorewitz, H. Fischer, H. Spiekermann, R. Marx: Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken.* Dtsch Zahnärztl Z 55, 610-616, 2000.
- [82] J. Tinschert. *G. Natt, B. Dose, H. Fischer, R. Marx: Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik.* Dtsch Zahnärztl Z 54, 545-550, 1999.
- [83] J. Tinschert. *Materialkunde Zirkonoxid.* ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis - Spezial 4, 43, 2001.
- [84] J. Tinschert. *G. Natt, W. Mautsch, M. Augthun, H. Spiekermann: Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study.* Int J Prosthodont 14, 231-238, 2001.
- [85] L. Völkl. *Cercon - Das CAM Vollkeramiksystem von Degussa Dental.* Quintessenz 52, 811-814, 2001.

- [86] A. Wohlwend. *P. Schärer: Die Empresstechnik; Eine neue Möglichkeit Einzelkronen, Inlays und Verblendschalen herzustellen.* Quintessenz Zahntech 16, 1990.